

Aus der
Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
der
Medizinischen Fakultät Charité
der
Humboldt- Universität zu Berlin
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Norbert Haas)

Schräg dorsaler Beckenfixateur -

Ein neues Konzept zur Beckenstabilisierung

**Klinische und biomechanische Grundlagen,
Entwicklung, Biomechanische Testung**

HABILITATIONSSCHRIFT

Zur Erlangung der Venia legendi für das Fach Unfallchirurgie
vorgelegt der Medizinischen Fakultät
der Humboldt- Universität zu Berlin
von
Dr. med. Ulrich Stöckle
Berlin 2001

Datum der Einreichung der Habilitationsschrift: 22.02.2001

Gutachter: Prof. Dr. Reinhold Ganz, Inselspital Bern, Ch

Prof. Dr. H. Zwipp, Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, D

Datum der Habilitation: 6. November 2001

1	Inhaltsverzeichnis	3
1	INHALTSVERZEICHNIS	3
2	EINLEITUNG	6
3	ANATOMIE DES BECKENS, BIOMECHANISCHE GRUNDLAGEN	7
3.1	Anatomie des Beckens	7
3.1.1	Ossäre Bestandteile	7
3.1.2	Ligamentäre Bestandteile und Gelenke	7
3.1.3	Nerven und Gefäße	8
3.1.4	Muskuläre Strukturen	8
3.2	Biomechanische Grundlagen	10
3.3	Biomechanik des verletzten Beckenringes	12
3.3.1	Punktueller Krafteinwirkungen	12
3.3.2	Kompression in a.p.- Richtung	12
3.3.3	Laterale Kompression	12
3.3.4	„Vertical shear“- Verletzungen	13
4	DIAGNOSTIK UND KLASSIFIKATION	15
4.1	Diagnostik der Beckenverletzungen	15
4.2	Klassifikation von Beckenringverletzungen	16
4.2.1	AO- Klassifikation	17
4.2.2	OTA- Klassifikation	20
4.2.3	Klassifikation der Sakrum- Frakturen	20
5	KLINISCHE GRUNDLAGEN	21
5.1	Historischer Überblick	21
5.2	Aktueller Stand	27
5.2.1	Unfallursachen	28
5.2.2	Klassifikation	28
5.2.3	Begleitverletzungen	28
5.2.4	Therapie	29
5.2.4.1	Notfallstabilisierung	29
5.2.4.2	Verletzungsspezifische Behandlung	32
5.3	DGU Multizenter Studie	35
5.3.1	Allgemeine Daten, Unfallursachen, Klassifikation	35
5.3.2	Therapie	35
5.3.2.1	Notfallstabilisierung	35
5.3.2.2	Verletzungsspezifische Behandlung	36
5.3.3	Nachuntersuchung	36
5.4	Eigene klinische Erfahrungen	38
5.4.1	Therapiekonzept	38

	4
5.4.2	Auswertung 39
5.4.3	Ergebnisse 40
5.4.3.1	Allgemeine Daten 40
5.4.3.2	Klassifikation der Beckenverletzungen 41
5.4.3.3	Therapie 42
5.4.3.3.1	Notfallstabilisierung 42
5.4.3.3.2	Verletzungsspezifische Behandlung 42
5.4.3.4	Letalität 44
5.4.3.5	Komplikationen 44
5.4.4	Nachuntersuchung 45
5.4.4.1	Ergebnis- Score bei Becken B- Verletzungen 45
5.4.4.2	Ergebnis- Score bei Becken- C- Verletzungen 46
5.4.5	Zusammenfassung 47
5.5	Zusammenfassung und Problemstellung 49
5.5.1	Zusammenfassung 49
5.5.2	Problemstellung 50
6	ZIELSETZUNG 51
7	ENTWICKLUNG DES NEUEN FIXATEURS 52
8	MATERIAL UND METHODEN 56
8.1	Testreihen an Kunststoffbecken 56
8.1.1	Testserien 56
8.1.2	Versuchsaufbau 57
8.1.2.1	Beckenmodelle 57
8.1.2.2	Materialprüfmaschine 59
8.1.2.3	Instabilitätsmodelle 61
8.1.2.4	Meßverfahren 62
8.1.3	Datenverarbeitung, Statistik 64
8.2	Testreihe an Humanpräparaten 64
8.2.1	Testserie 64
8.2.2	Versuchsaufbau 64
8.2.2.1	Präparate 64
8.2.2.2	Instabilitätsmodell 64
8.2.2.3	Meßverfahren 65
8.2.3	Datenverarbeitung, Statistik 66
9	ERGEBNISSE 67
9.1	Testreihen an Kunststoffbecken 67
9.1.1	Vermessen der Kunststoffbecken 67
9.1.2	Meßgenauigkeit 67
9.1.3	Erste Testreihe 69
9.1.3.1	Montageanleitung des optimierten schräg dorsalen Fixateurs 76
9.1.3.2	SCHANZ-Schrauben unter Last 76
9.1.4	Zweite Testreihe 78
9.1.4.1	Supraacetabulärer Fixateur 78
9.1.4.2	Beckenzwinge (ACE-Clamp) + supraacetabulärer Fixateur 80
9.1.4.3	Schräg dorsaler Fixateur, ohne Vorspannung 81
9.1.4.4	Schräg dorsaler Fixateur, verspannt 83

	5
9.1.4.5 Gesamtauswertung zweite Testreihe	85
9.1.4.5.1 Translation	85
9.1.4.5.2 Rotation	86
9.1.5 Dritte Testreihe	88
9.1.5.1 Supraacetabulärer Fixateur	89
9.1.5.2 Beckenzwinge mit Supraacetabulärem Fixateur	90
9.1.5.3 Schräg dorsaler Fixateur ohne Vorspannung	92
9.1.5.4 Schräg dorsaler Fixateur, verspannt	94
9.1.5.5 Gesamtauswertung dritte Testreihe	96
9.1.5.5.1 Translation	96
9.1.5.5.2 Rotation	98
9.1.6 Vierte Testreihe	99
9.1.6.1 Sawaguchi Platte	100
9.1.6.2 DCP Doppelplattenosteosynthese	102
9.1.6.3 SI Schraube	104
9.1.6.4 Schräg dorsaler Fixateur	106
9.1.6.5 Gesamtauswertung vierte Testreihe	108
9.1.6.5.1 Translation	108
9.1.6.5.2 Rotation	109
9.2 Testreihe an Humanpräparaten	110
9.2.1 Supraacetabulärer Fixateur	110
9.2.2 Schräg dorsaler Fixateur	112
9.2.3 Interne Stabilisierung mit DCP Doppelplattenosteosynthese	114
9.2.4 Gesamtauswertung Humanpräparate	116
10 DISKUSSION	118
10.1 Versuchsaufbau, Beckenmodelle	118
10.2 Versuchsaufbau Humanpräparate	119
10.3 Meßverfahren	119
10.4 Ergebnisse	120
10.4.1 Schräg dorsaler Fixateur	120
10.4.2 Interne Stabilisierungsverfahren SI Gelenk	122
11 ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK	124
DANKSAGUNG	128
LITERATURVERZEICHNIS	129
ANHANG	157
EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	160
LEBENS LAUF	161

2 Einleitung

Beckenverletzungen sind mit einer Inzidenz von 3 bis 20 auf hunderttausend relativ seltene Verletzungen [138]. Von allen verunfallten Patienten erleiden nur 3-8% eine Beckenverletzung [114]. In der Mehrzahl der Fälle überwiegen hierbei leichte Verletzungen, wie einfache vordere Beckenringbrüche ohne Beeinträchtigung der Stabilität des Beckenringes [59, 185].

Besondere Bedeutung haben jedoch instabile Beckenverletzungen mit Unterbrechung des Beckenringes, die bei Rasantraumen wie Verkehrsunfällen oder Sturz aus großer Höhe auftreten [22, 52]. Bei diesen schweren Beckenverletzungen, die häufig Teil eines Polytraumas sind, ist die pelvine Massenblutung die primäre Todesursache [130].

Bis Mitte des 19. Jahrhunderts wurde über Verletzungen des Beckens nur kasuistisch berichtet [147]. Der französische Arzt Joseph Francois Malgaigne hat sich dann mit der Beschreibung von zehn Beckenfrakturen im Zeitraum von elf Jahren und einer pathologisch morphologischen Fraktуреinteilung einen Namen gemacht [97]. Die Behandlung von Beckenverletzungen war bis in die 1970er Jahre vorwiegend konservativ mit Bettruhe, Beckenschwebe oder Beckengipsverband und entsprechender Immobilisation für 6 Wochen und mehr. Nach vermehrten Berichten über Fehlstellungen und schlechte funktionelle Ergebnisse nach konservativ behandelten Beckenringverletzungen, erfolgt seit den 1980er Jahren die Therapie von instabilen Beckenringverletzungen zunehmend operativ mit internen Osteosynthesen oder Fixateur externe. Es zeigte sich, daß die operative Stabilisierung von instabilen Beckenringfrakturen bessere Ergebnisse ergab als die konservative Behandlung [11, 15, 51, 63, 99, 103, 182, 197].

Das primäre Therapieziel bei instabilen Beckenringverletzungen ist die Stabilisierung des Beckens, um die pelvine Blutung zu reduzieren und so den Allgemeinzustand des häufig polytraumatisierten Patienten zu stabilisieren. Die definitive, möglichst anatomische Rekonstruktion des Beckenringes folgt dann zumeist in der Sekundärphase [128, 175]. Zur Notfallstabilisierung wird bei instabilen Verletzungen die Beckenzwinge oder der Fixateur externe verwendet. Die Beckenzwinge kommt bei hämodynamischer Instabilität und vorwiegend ligamentärer Beckeninstabilität zum Einsatz, um auf den dorsalen Beckenring Kompression auszuüben. Bei Sakrumfrakturen ist allerdings zu bedenken, daß die Kompression zu zusätzlichen Läsionen der Nervenwurzeln führen kann [206]. Der Patientenkomfort und die Lagerungsmöglichkeiten sind bei der dorsal applizierten Beckenzwinge erheblich eingeschränkt.

Unterschiedliche Formen des Beckenfixateurs werden zur Primärstabilisierung und teilweise Ausbehandlung von instabilen Beckenringverletzungen verwendet. Biomechanische Studien konnten jedoch zeigen, daß ein ventral applizierter Fixateur nur unzureichend Kompression auf den dorsalen Beckenring ausüben kann [129]. Bei beiden Verfahren der Primärstabilisierung ist deshalb häufig ein sekundärer operativer Eingriff erforderlich zur definitiven Rekonstruktion des Beckens mit erneutem Weichteilschaden im bereits traumatisierten Areal mit erhöhtem Risiko für Wundheilungsstörungen.

Aus dieser Situation ergab sich die Notwendigkeit, eine externe Stabilisierungsmethode für instabile Beckenverletzungen zu entwickeln, die die Vorteile des ventral applizierten supraacetabulären Fixateurs nutzt und dabei den hinteren Beckenring mit einer der Beckenzwinge nahekommenden Effektivität stabilisieren kann. Diese sollte bereits initial eine minimal invasive, definitive Stabilisierung des dorsalen Beckenringes ermöglichen. Da die Testung neuer Osteosyntheseverfahren an explantierten humanen Beckenpräparaten aus ethisch-moralischen Gründen immer schwieriger bis nahezu unmöglich wird, galt es, neue aussagekräftige Verfahren zur biomechanischen Testung des neuen Fixateurs im Vergleich mit externen und internen Stabilisierungsverfahren zu entwickeln.

3 Anatomie des Beckens, Biomechanische Grundlagen

3.1 Anatomie des Beckens

Das Becken stellt die Verbindung zwischen der Wirbelsäule und den unteren Extremitäten her. Es dient der Kraftübertragung des Körpergewichtes vom Rumpf auf die Beine, der Insertion von Muskeln, Sehnen und Bändern sowie der anatomischen Aufnahme und dem Schutz von Organen, Nerven und Gefäßen.

Im Laufe der Evolution wurde das Becken an diese Aufgaben angepaßt, woraus anatomisch ein in sich stabiler knöcherner Beckenring resultierte, dessen Bestandteile durch straffe Gelenke und Bänder miteinander verbunden sind. Zudem ist der umgebende Weichteilmantel, insbesondere die Muskulatur und die aus ihrer Funktion resultierenden, am Beckenring ansetzenden Hebelarme, ein wichtiger Faktor für die Formgebung des Beckenringes.

3.1.1 Ossäre Bestandteile

Das knöcherne Becken besteht aus den paarigen Beckenhälften und dem Os sacrum (Abb. 1). Die paarigen Beckenhälften entstehen entwicklungsgeschichtlich aus jeweils drei Anteilen, dem Os ilium, dem Os ischii und dem Os pubis, die beim Erwachsenen knöchern fest miteinander verbunden sind. Das Os sacrum entsteht durch eine Verschmelzung der sacralen Wirbelkörper und deren Rippenresten. Es bildet die distale Fortsetzung der Lendenwirbelsäule.

Lateral am Hüftbein befindet sich das Acetabulum genau im entwicklungsgeschichtlichen Treffpunkt von Os ilium, Os ischii und Os pubis. Im Acetabulum artikuliert der Kopf des Femurs, worüber die knöcherne Kraftübertragung zwischen Becken und Oberschenkel erfolgt.

Ein funktionell wichtiger Bestandteil des Beckenringes sind die Bandstrukturen, ohne die der Beckenring auseinanderfallen würde und keine seiner Funktionen wahrnehmen könnte.

Abbildung 1: Das knöcherne Becken zerfällt ohne ligamentäre Verbindungen in drei Einzelteile



3.1.2 Ligamentäre Bestandteile und Gelenke

Die beiden Schambeine sind ventral durch die Symphysis pubica verbunden. Dorsal verbinden die sakroiliakalen Gelenke in Form von Amphiarthrosen das Os sacrum mit den Darmbeinen.

Die Symphyse besteht aus den mit hyalinem Knorpel überzogenen Gelenkflächen der Schambeine, zwischen denen sich der aus Faserknorpel bestehende Discus interpubicus befindet. Auf der Oberseite wird die Symphyse durch das Ligamentum pubicum superius stabilisiert, das fest mit dem Discus verwachsen ist. Auf der Vorderseite wird die Symphyse durch mehrere stabilisierende Faserzüge, auf der Unterseite durch das Ligamentum arcuatum pubis verstärkt.

Auf die Symphyse wirken im Stehen und Gehen abwechselnd Zug- und Schubkräfte. Diese sowie die durch einseitige Belastung des Beckens entstehende Scherkräfte werden durch die Symphyse kompensiert. Die geringe Beweglichkeit der sakroiliakalen

Amphiarthrose beruht auf der Verzahnung der korrespondierenden Gelenkflächen sowie den extra- und intraartikulär verlaufenden Bändern. Diese, die Gelenkkapsel ergänzenden, äußerst kräftigen Bänder bestehen aus den Ligg. sacroiliaca ventralia, den Ligg. sacroiliaca interossea und den Ligg. sacroiliaca dorsalia. Sie sind für die Übertragung des Körpergewichtes von der Wirbelsäule über den Beckenring auf die Beine von entscheidender Bedeutung. Außerdem wird das Os sacrum durch das Lig. sacrospinale mit dem Os ilium und durch das ebenso wichtige Lig. sacrotuberale mit dem Os ischii der entsprechenden Beckenhälfte verbunden [166].

3.1.3 Nerven und Gefäße

Das Rückenmark reicht beim Erwachsenen bis auf Höhe des zweiten Lendenwirbelkörpers, dort schließt es mit dem Conus medullaris ab. Anschließend bilden die nach weiter distal ziehenden Nervenfasern die Cauda equina, die bis S2/S3 reicht und vom Duralsack umhüllt ist. Weiter kaudal ziehen durch den terminalen Wirbelkanal die in Fettgewebe eingebetteten Teile des Plexus sacralis und coccygeus, Fila terminalia und Venen. Die neuronalen Strukturen verlassen über die Foramina sacralia ventralia et dorsalia den Wirbelkanal. Ein Teil der Rami dorsales versorgt als Nervi clunium superiores (L1-L3) und Nervi clunium medii (S1-S3) die Haut der Hüfte und des Gesäßes. Insgesamt setzt sich der Plexus lumbosacralis aus dem Plexus lumbalis (TH12-L4), dem Plexus sacralis (L4-S3), dem Plexus pudendus (S3-S5) und dem Plexus coccygeus (S5-Co1) zusammen. Aus dem Plexus lumbalis gehen direkt Äste zum Musculus quadratus lumborum, psoas major und minor ab, darüber hinaus bilden sich aus ihm die Nervi iliohypogastricus, ilioinguinalis, genitofemoralis, cutaneus femoris lateralis, femoralis und der Nervus obturatorius. Der Plexus sacralis gibt direkt Fasern ab an die Musculi piriformis, obturatorius internus, gemelli und quadratus femoris. Aus ihm bilden sich weiterhin die Nervi gluteus superior et inferior, Nervus cutaneus femoris inferior und der Nervus ischiadicus. Der Plexus pudendus gibt Fasern im kleinen Becken (Nervi rectales medii, vesicales inferiores, vaginales, musculus levatoris und musculus coccygei) ab, zusätzlich bildet er den Nervus pudendus. Der Plexus coccygeus versorgt den Musculus coccygeus und den Musculus levator ani.

Bei Beckenfrakturen und insbesondere bei Sakrumfrakturen kann es zu Schädigungen in jedem Anteil des Plexus lumbosacralis kommen. Bei Verletzungen der Wurzeln L4 - S1 resultiert dies in augenfälligen Lähmungen von Muskeln der unteren Extremität. Daneben können besonders Sphinkterstörungen von Blase und Rektum sowie sensible Ausfälle im Genital- und Analbereich auftreten. Aufgrund der Schwere der Gesamtverletzung werden diese Störungen bei häufig initial intubierten und mit Urinkatheter versorgten Patienten oft primär nicht erkannt. Eine differenzierte neurologische Untersuchung ist deshalb bei allen instabilen Beckenverletzungen frühzeitig erforderlich.

Die Aorta abdominalis teilt sich vor dem vierten Lendenwirbelkörper in die Arteriae iliacae communes und setzt sich selbst als Arteria sacralis mediana fort. Die Arteria iliaca communis verzweigt sich jeweils vor der Articulatio sacroiliaca in die Arteria iliaca interna zur Versorgung des Beckengürtels und in die Arteria iliaca externa, die die Versorgung der unteren Extremität (Arteria femoralis) gewährleistet. Analog dazu gestaltet sich der Verlauf der venösen Gefäße. Die Arteria iliaca interna mit Aufzweigung im kleinen Becken bildet sowohl viszerale als auch parietale Äste (Arteriae iliolumbalis, obturatoria, sacralis lateralis, glutealis superior et inferior). Mit der Vena iliaca interna liegt sie neben dem Truncus lumbosacralis an der sakralen Kante der linea terminalis und ist bei knöchernen Verletzungen ebenso gefährdet. Im Hüftbereich bestehen Anastomosen der Arteria iliaca interna untereinander: Arteria iliolumbalis (hinter dem Musculus psoas zum Os ilium ziehend), Arteria glutealis superior et inferior (zum Foramen suprapiriforme et infrapiriforme) und Arteria obturatoria (durch den canalis obturatorius).

3.1.4 Muskuläre Strukturen

Entsprechend ihrer Funktion und Lokalisation lassen sich am Becken fünf Muskelgruppen

unterscheiden:

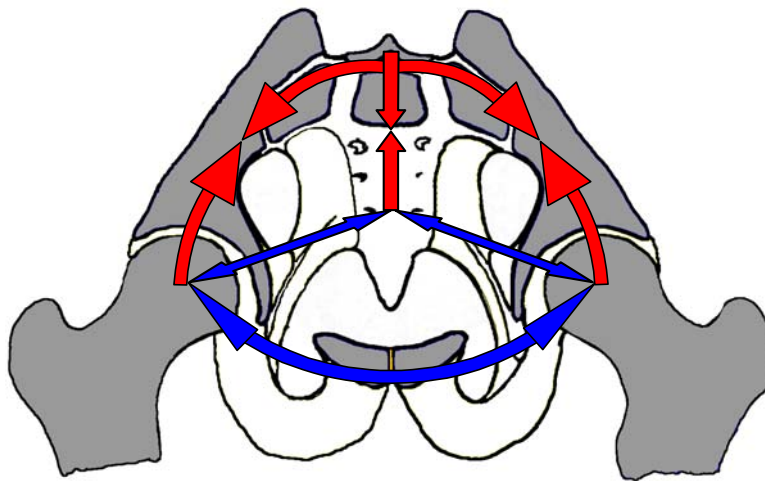
1. Gesäßmuskeln: sich fächerförmig aufspreizend ziehen sie von Sakrum und der Darmbeinschaukel zum proximalen, lateralen Femurschaft. Der am oberflächlichsten liegende *Musculus gluteus maximus* wirkt hauptsächlich als starker Extensor am Hüftgelenk, die darunter angeordneten *Musculi gluteus medius et minimus* gehören zur Gruppe der Abduktoren.
2. Außenrotatoren: Unterhalb der Schicht der Gesäßmuskulatur verlaufen, vom Kreuzbein und Hüftbein entspringend, die kleinen Außenrotatoren, die alle am Trochanter major oder der Fossa trochanterica inserieren. Es sind dies von kranial nach kaudal: *Musculus piriformis*, *gemellus superior*, *obturatorius externus et internus*, *gemellus inferior* und der *Musculus quadratus femoris*.
3. Adduktoren: Mit ihren Ursprüngen umkreisen sie das Foramen obturatum und setzen dorsal, entlang der Linea aspera, am Femur an. Hierbei ordnen sie sich in drei Schichten an. Von der oberflächlichen bis zur tiefen Schicht gliedern sie sich in folgende Muskeln auf: *Musculus pectineus*, *adduktor longus*, *gracilis* (ist an der Bildung des Pes anserinus beteiligt), *adduktor brevis* und *magnus*.
4. Ventrale Muskeln: Zur Gruppe der Extensoren zählen vier Muskeln. Der zweibauchige *Musculus ilio-psoas* entspringt einerseits an der Lendenwirbelsäule und andererseits von der Fossa iliaca, gemeinsam setzen sie kurzsehnig am Trochanter minor an. Der *Musculus tensor fasciae latae* entspringt von der Spina iliaca anterior superior und setzt mittels des Tractus iliotibialis an der Tibia an. Der ebenfalls von der Spina iliaca anterior superior entspringende *Musculus sartorius* zieht unter Mitbeteiligung an der Bildung des Pes anserinus zur medialen Fläche der Tibia. Der vierköpfige *Musculus quadrizeps femoris* entspringt mit seinem langen Kopf (*M. rectus femoris*) von der Spina iliaca anterior inferior und vom oberen Rand des Acetabulums, die drei kleinen Köpfe (*M. vastus medialis et lateralis*, *M. intermedius*) entspringen von der Linea intertrochanterica und dem Trochanter major. Die gemeinsame Endsehne überzieht als *Ligamentum patellae* die Kniescheibe, um anschließend an der Tuberositas tibiae zu inserieren.
5. Ischiokrurale Muskulatur: Die aus drei Muskeln bestehende Gruppe der Flexoren zieht anfangs gemeinsam vom Tuber ischiadicum, um sich im Verlauf in einen medialen (*M. semitendinosus* und *M. semimembranosus*) und einen lateralen Anteil (*M. biceps femoris*) aufzuteilen. Die medialen Anteile setzen an der Tibia und der laterale Teil an der Fibula an.

3.2 Biomechanische Grundlagen

Die Körperlast wird als Druck über die Lendenwirbelsäule auf das Sakrum übertragen. Von dort wird die Kraft durch Zug an den dorsalen sakroiliacalen Bändern auf die Darmbeine weitergegeben und wiederum als Druck auf die Hüftköpfe weitergeleitet (Abb. 2).

In der Frontalebene des Beckens bilden die iliosakralen Gelenkflächen beim stehenden Menschen einen nach unten offenen Winkel. Durch die Körperlast und durch Zug des Sakrums an den sakroiliacalen Bändern werden die beiden Darmbeine aufeinander zugezogen. Dadurch wird das Sakrum zwischen beiden Beckenhälften eingekleimt und der Druck im SI Gelenk erhöht. Dies gilt für den Zweibeinstand. Im Einbeinstand verschiebt sich die Körperschwerelinie zur Seite, so daß es zu einer Druckbelastung an den unteren Rändern des SI Gelenkes kommt.

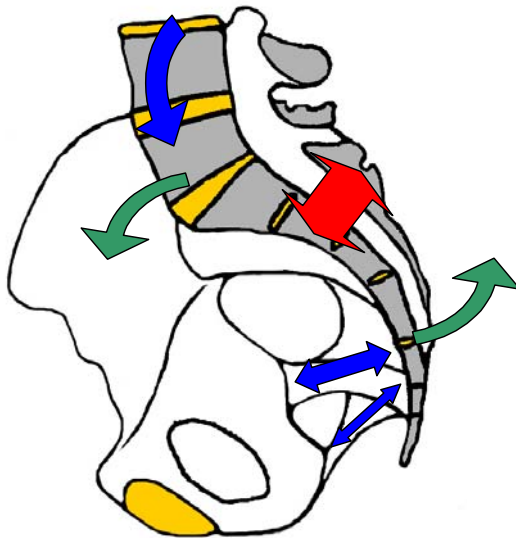
Abbildung 2: Pyramidenmodell der Kraftverteilung im Zweibeinstand (modifiziert n. Tile [183])



Der Beckenring ist schematisch im Zweibeinstand dargestellt mit proximalen Oberschenkeln und distaler Lendenwirbelsäule. Die Grundfläche der Pyramide ist dreieckig (blau) mit Spitze im Os sacrum (hintere Kante- distales Sakrum, vordere Kanten- Os ilium, Grundflächenvorderkante- vorderer Beckenring, Grundflächenseitenkanten- sacrotuberale Bänder). Alle Kanten der Grundfläche werden auf Zug (rot) und alle zur Spitze führenden Kanten auf Druck (blau) belastet.

Im gesunden Becken ist das Os sacrum über die Ligamenta sacroiliaca dorsalia und über die Ligg. iliolumbalia an den hinteren Darmbeinkämmen federnd aufgehängt. Die Ligg. sacrospinalia und sacrotuberalia wirken einer Drehbewegung des Sakrums entgegen, bei der das caudale Sakrum nach dorsocranial schwenken würde. Dieses Drehmoment entsteht durch den Druck des Körpergewichtes auf S1. Im SI Gelenk sind aufgrund der starken Bandverbindungen nur geringe Bewegungen möglich, dennoch sind sie für die Elastizität des Beckenrings und für die Federung der Wirbelsäule wichtig. Die Symphyse ist wechselnden Zug-, Druck- und Scherbelastungen ausgesetzt. Während beim Zweibeinstand die Zugbeanspruchung vorherrscht, ist sie im Einbeinstand vor allem Druck ausgesetzt. Beim Wechsel von einem auf das andere Bein treten sagittale Scherbelastungen auf. Der vordere Beckenring liegt jedoch außerhalb des Hauptkraftflusses mit geringer Bedeutung für die Stabilität. Dem dorsalen Beckenring kommt für die Ableitung des Körpergewichtes die entscheidende Rolle zu, da der Hauptteil der Körperlast durch Druckkräfte von den Lumbalwirbeln über SI-Gelenk, Os ilium und Acetabulum auf den Oberschenkel weitergeleitet wird.

Abbildung 3: Kräfteverlauf im intakten Beckenring (Seitschnitt)



Das auf das Sakrum drückende Körpergewicht (blauer Pfeil) bewirkt eine Rotation nach ventral um eine in die Frontalebene projizierbare Rotationsachse (grüne Pfeile), die durch die sich anspannenden sakroiliakalen (rot), sacrotuberalen sowie sacrospinalen Bänder (blaue Pfeile) begrenzt wird.

Bei einer Öffnung des hinteren Beckenringes im Bereich der SI-Fuge ist der beschriebene Kraftfluß unterbrochen. Das Sakrum disloziert in ventrocaudaler Richtung. Die verletzte Beckenhälfte wird nach cranial verschoben, wodurch häufig die Querfortsätze der unteren Lendenwirbelsäule abgesichert werden.

3.3 Biomechanik des verletzten Beckenringes

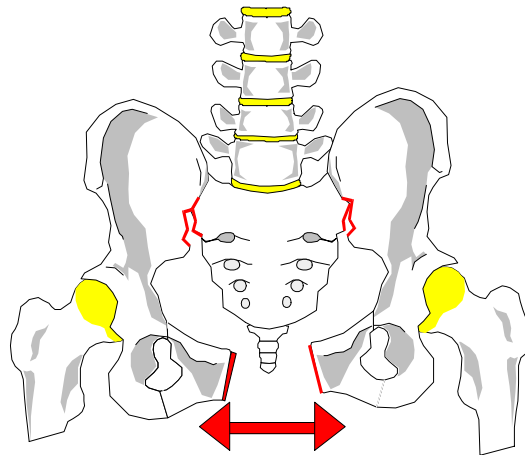
3.3.1 Punktuelle Krafteinwirkungen

Durch punktuellen Druck können unifokale Frakturen entstehen, z.B. eines Schambeinastes oder quer durch das distale Os sacrum, die nicht die Stabilität des Beckenringes beeinflussen. Damit zählen sie ebenso wie die durch lokale Zugkräfte entstehenden apophysären Abrißfrakturen zu den stabilen Beckenringverletzungen. Die biomechanischen Eigenschaften des Beckens sind nicht wesentlich beeinflusst.

3.3.2 Kompression in a.p.- Richtung

Wirkt eine Druckkraft von distal über die Oberschenkel auf den Beckenring ein (Stauchung), so kann diese zu einem ventralen Aufklappen des hinteren Beckenringes mit Zerreißen der Symphyse führen. Im vorderen Beckenring findet sich dann eine Dehiszenz. Der vorliegende Mechanismus wird als "open book" bezeichnet und führt zu einer horizontalen Instabilität bei erhaltener vertikaler Stabilität im dorsalen Beckenring, da dorsale Anteile der sakroiliakalen Bänder erhalten bleiben. (siehe Abb. 4).

Abbildung 4: Symphysensprengung bei open- book- Verletzung

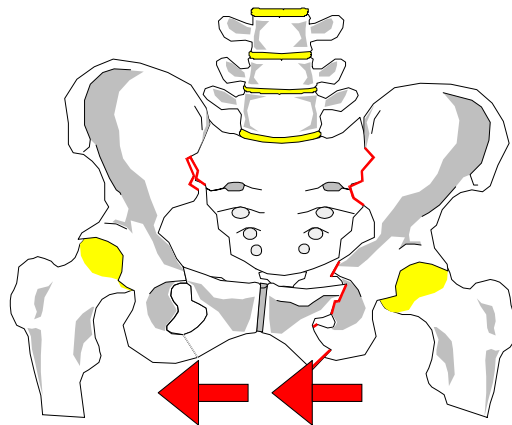


Open book Verletzung: der hintere Beckenring ist vertikal stabil (dorsale sakroiliakale Bänder intakt), jedoch horizontal beidseits instabil bei ventraler SI Sprengung, die Symphyse ist auseinandergerissen.

3.3.3 Laterale Kompression

Kommt es zu einer starken seitlichen Krafteinwirkung auf das Becken, werden beide Beckenhälften zusammengepreßt, so daß dadurch entstehende Verletzungen im vorderen Beckenring ineinander verhakt sein können. Im dorsalen Beckenring werden aufgrund der Stabilität der dorsalen sakroiliakalen Bänder eher ventral die knöchernen Seitenwände der Sakroiliakalfuge komprimiert, als daß es zu einer Zerreißung der dorsalen Bänder kommt. Daraus resultiert häufig eine horizontale Instabilität bei erhaltener vertikaler Stabilität im dorsalen Beckenring. Die der Krafteinwirkung abgewandte Seite kann ihre anatomische Position beibehalten oder auch der Krafteinwirkung ausweichend nach lateral dislozieren, wobei dann der dorsale Beckenring dieser Seite dem Mechanismus der open- book- Verletzungen nach geschädigt wird (Abb. 5). Typischer Verletzungsmechanismus ist der Verkehrsunfall oder der Sturz auf die Seite.

Abbildung 5: Laterale Kompressionsverletzung

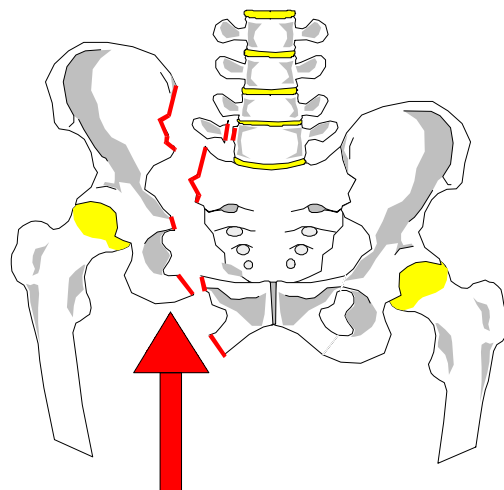


Durch Krafteinwirkung von der Seite entsteht eine ventrale Kompressionsverletzung der linken SI-Fuge und ventrale Öffnung der rechten SI-Fuge mit vorderer Beckenringfraktur links, die sich verhaken kann.

3.3.4 „Vertical shear“- Verletzungen

Eine starke von distal über die Beckenhälften einwirkende Kraft kann durch ein Zerreißen der SI-Fuge oder Frakturen von Os sacrum oder dorsalem Os ilium zu einer Verschiebung der Beckenhälften nach cranial führen. Dabei werden häufig die Processi transversi der unteren Lendenwirbelsäule abgescher. Es kommt zu einer vertikalen und horizontalen Instabilität des dorsalen Beckenringes. Dieser Mechanismus wird als "vertical shear"- Verletzung bezeichnet. Der vordere Beckenring ist bei solchen schweren Verletzungen durch die Dislokation mit verletzt (Abb. 6). Typischer Verletzungsmechanismus ist der Sturz aus großer Höhe.

Abbildung 6: Einseitige vertical shear- Verletzung



SI-Fugen- Sprengung und vordere Beckenringfraktur rechts mit Abriß des Processus transversus rechts von LWK 5 bei kranialer Verschiebung der rechten Beckenhälfte durch Krafteinwirkung von distal rechts

Abbildung 7: Klinisches Beispiel einer vertical shear- Verletzung



Die transforaminale Sakrumfraktur rechts führt zur dorsalen vertikalen Instabilität bei deutlicher cranialer Dislokation der verletzten Beckenhälfte und abgerissenen Processi transversi von LWK 3, 4 und 5 sowie beidseitigen vorderen Beckenringfrakturen.

Ein schon oben beschriebener lateraler Kompressionsmechanismus kann bei entsprechender Stärke der Krafteinwirkung ebenso zu einer kompletten Durchtrennung des dorsalen Beckenringes mit horizontaler und vertikaler Instabilität führen.

4 Diagnostik und Klassifikation

4.1 Diagnostik der Beckenverletzungen

Die Diagnostik der Beckenverletzung ist häufig durch die Schwere der Gesamtverletzung beeinflusst. So sind 2/3 aller instabilen Beckenverletzungen Teil eines Polytraumas und 1/3 aller Polytrauma Patienten haben eine instabile Beckenverletzung [175, 192].

Der intubierte, polytraumatisierte Patient ist einer ausführlichen Anamnese nicht zugänglich. Die Befragung des Rettungspersonals kann jedoch Anhalt geben über Unfallart, Verletzungsmechanismus sowie Art und Intensität der einwirkenden Gewalt.

Im Rahmen des ersten klinischen „Checks“ des Polytraumatisierten sollte auch eine Untersuchung des Beckenrings erfolgen [130]. Neben der Inspektion ist vor allem die klinische Stabilitätsprüfung wichtig, um frühzeitig gravierende Beckenringinstabilitäten zu erkennen und ggf. notwendige Notfallstabilisierungen einleiten zu können [49, 130]. Unverzichtbar ist auch eine sorgfältige Inspektion der dorsalen und ventralen Beckenregion. Neben Wunden und Prellmarken ist auf möglichen Blutaustritt aus der Urethra, auf Blutbeimengungen im Urin und auf Wunden und Blutungen in der Analregion zu achten.

Hauptbestandteil der Diagnostik ist dann die Röntgendiagnostik. Die Beckenübersichtsaufnahme ist hierbei wesentlicher Bestandteil der Primärdiagnostik bei allen Beckenverletzten und allen Polytraumatisierten [168]. In bis zu 90% der Fälle kann bereits anhand der Beckenübersichtsaufnahme die richtige Diagnose gestellt werden [210]. Allerdings lassen sich mit dieser Aufnahme keine Aussagen über mögliche Verschiebungen in cranio-caudaler oder antero-posterioren Richtung machen [182,183].

Wird auf der Beckenübersichtsaufnahme eine dorsale Beckenringfraktur erkannt oder vermutet, werden die Schrägaufnahmen nach Pennal und Tile angefertigt [182]. Die "Inlet" Aufnahme erlaubt eine Beurteilung der Beckeneingangsebene. Verschiebungen in der Horizontalebene sind gut zu erkennen und zu beurteilen. Bei der "Outlet" Aufnahme ist die Röntgenröhre im senkrechten Winkel auf das Sakrum gerichtet. Vertikalverschiebungen des Beckenrings lassen sich gut erkennen und das ganze Sakrum wird dargestellt (Abb.8).

Mit diesen drei Standardaufnahmen Beckenübersicht, Inlet, Outlet ist es dann möglich, den Instabilitätsgrad der Beckenverletzung zu beurteilen und zumeist zu klassifizieren. Zur weiteren Diagnostik und möglichen Therapieplanung wird dann eine Computertomographie in 2mm Schichten oder Spiraltechnik durchgeführt. Wenig verschobene Sakrumfrakturen werden in bis zu 60% der Fälle erst im CT erkannt [77, 98]. Die Wertigkeit des CT zur Evaluation des Gesamtausmaßes der Verletzung des hinteren Beckenrings ist deshalb inzwischen unbestritten [99, 100]. Zwei- und dreidimensionale Rekonstruktionen können zur Planung des operativen Vorgehens sehr hilfreich sein. Für CT-gestützte Navigationsverfahren sind sie Voraussetzung.

Abbildung 8: Standard- Röntgenaufnahmen bei Beckenringverletzungen

Beckenübersicht senkrecht zur Liegefläche Beckenübersichtsaufnahme		
Inlet senkrecht zur Beckeneingangsebene Darstellung horizontaler Verschiebungen		
Outlet senkrecht zur Achse des Os sacrum Darstellung vertikaler Verschiebungen und des Frakturverlaufes im Sakrum		

4.2 Klassifikation von Beckenringverletzungen

Klassifikationen bieten eine Möglichkeit, verschiedene Verletzungen in einer bestimmten Region nach ihrem Schweregrad zu unterscheiden und sollten einen prognostischen Ausblick geben auf das zu erwartende Heilungsergebnis. Mögliche Ansätze zur Klassifikation von Beckenringverletzungen sind die anatomische Lage der Verletzungen, die Richtung der auslösenden Gewalteinwirkung sowie der resultierende Grad der Instabilität.

In der Vergangenheit wurden verschiedene Systeme vorgestellt, die die Verletzungen des Beckenringes nach ihrer anatomischen Lage einteilten. Malgaigne war einer der ersten, der verschiedene Beckenringfrakturen unterschied. Er beschrieb 1847 die nach ihm benannte doppelte Vertikalfaktur, da sie seiner Meinung nach auf Grund der scheinbaren Beinverkürzung durch craniale Dislokation der verletzten Beckenhälfte in Bezug auf Diagnose, Prognose und Behandlung besondere Aufmerksamkeit verdiente [97].

Das Problem aller Klassifikationen ist die Vielzahl der möglichen Frakturverläufe innerhalb des Beckenringes. So fand Voigt in einer Untersuchung von 71 Sektionspräparaten mit Beckenringverletzungen alleine 27 verschiedene Frakturtypen [198].

Die Basis für die heutzutage gängigsten Klassifikationen bildet die Einteilung von Pennal und Tile [126]. Sie haben die Verletzungen des Beckenringes nach der Richtung der ursächlichen Gewalteinwirkung unterteilt und unterscheiden demnach die drei Hauptvektoren:

1. Antero- posteriore Kompression
2. Laterale Kompression
3. Vertical-shear Verletzung

Basierend auf dieser Unterteilung entwickelte Tile 1984 eine Klassifikation unter Berücksichtigung des zunehmenden Grades der Instabilität [183]. Hierbei werden unterschieden:

Typ A: stabile Verletzungen,

Typ B: Vertikal stabile und horizontal instabile Verletzungen

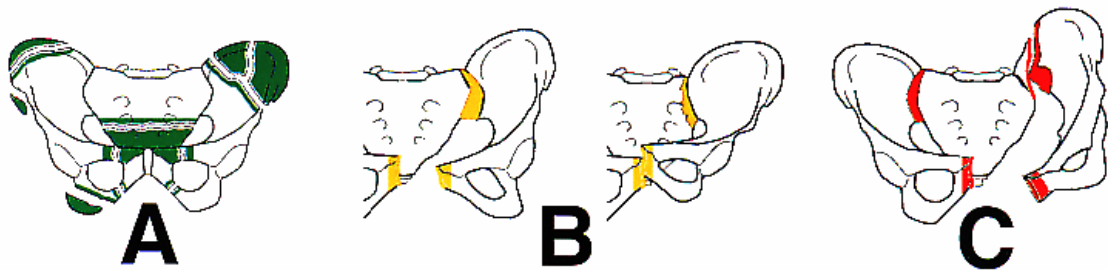
Typ C: Vertikal und horizontal instabile Verletzungen .

4.2.1 AO- Klassifikation

Im Sinne einer weiteren Untergliederung wurde die Klassifikation von Tile in der Klassifikation der AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) weiterentwickelt [117]. Die Beckenringverletzungen werden nach dem zunehmenden Grad der Instabilität in Typ A, B und C eingeteilt (Abb. 9). Dazu wird zwischen dem vorderen Ring ventral des Acetabulums und dem hinteren Beckenring dorsal des Acetabulums unterschieden. Liegen mehrere Verletzungen des Beckenringes vor, ist die schwerste Verletzung für die Klassifikation maßgebend.

Typ A- Verletzungen sind stabile Verletzungen des Beckenringes wie z.B. apophysäre Abrißfrakturen, stabile Beckenschaufelfrakturen oder vordere Beckenringfrakturen und Querfrakturen des Os sacrum oder des Os coccygis.

Abbildung 9: Typ A-, B- und C- Verletzungen nach AO- Klassifikation



Typ B- Verletzungen (Abb. 10) sind durch einen Rotationsmechanismus einer oder beider Beckenhälften gekennzeichnet. Es kann zu Einwärtsrotation (laterale Kompression), Auswärtsrotation ("open book") und Rotation um kombinierte Achsen ("bucket handle") kommen. Grundsätzlich ist eine zumindest teilweise dorsale Stabilität erhalten. Wenigstens ein Teil der dorsalen Bandverbindungen ist intakt und kann einer Translationsbewegung im dorsalen Beckenring verhindern.

Als B1- Verletzungen sind "open book"- Verletzungen klassifiziert. Laterale Kompressionsverletzungen sind als B2- Verletzungen eingeteilt. Liegt im hinteren Beckenring auf beiden Seiten eine Typ B- Verletzung vor, so wird dieses Verletzungsbild als B3 eingeteilt.

Beckenverletzungen mit einer vorliegenden Instabilität in der Vertikalebene und in der Rotation sind Becken- C- Verletzungen (Abb. 11). Sie sind durch eine Translationsbewegung einer oder beider Beckenhälften gekennzeichnet. Besteht die Instabilität nur auf einer Seite, handelt es sich um eine C1 Verletzung. Bei C1.1- Verletzungen ist eine Fraktur im Bereich des Os ilium die Ursache der Instabilität. Verläuft die Instabilität durch das SI-Gelenk, handelt es sich um C1.2- Verletzungen. C1.3- Frakturen sind durch die Instabilität einer Sakrumfraktur definiert. Liegt auf einer Seite des Beckenringes eine wie für C1 beschriebene Verletzung und auf der Gegenseite eine B- Verletzung des Beckenringes vor, so wird dieses Verletzungsbild als C2- Verletzung klassifiziert. Sind beide Seiten des Beckenringes rotations- und vertikalinstabil (Typ C), so liegt eine Verletzung Typ C3 vor.

Abbildung 10: AO Klassifikation Beckenverletzungen Typ B

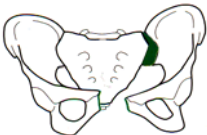
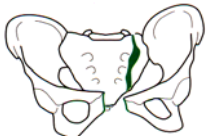
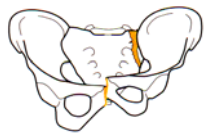


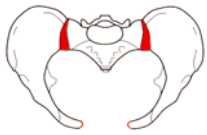

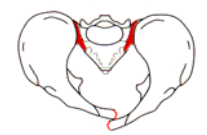






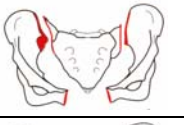

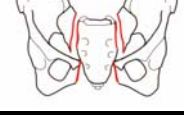
Typ B Beckenring rotatorisch instabil und vertikal stabil		
B 1	unilaterale Außenrotationsverletzung („open book“) = Symphysensprengung	
	B 1.1 	Inkomplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes mit unilateraler externer Rotation bei <u>anteriörer Sprengung der Sakroiliakalfuge</u>
	B 1.2 	Inkomplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes mit unilateraler externer Rotation bei <u>Sakrumfraktur</u>
B 2	Laterale Kompressionsverletzung mit Innenrotationsfehlstellung eines Hemipelvis	
	B 2.1 	Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>anteriörer Sakrumkompressionsfraktur</u>
	B 2.2 	Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>partieller Sakroiliakalfugenfraktur/Luxation</u>
	B 2.3 	Inkomplette unilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>inkompletter dorsaler Iliumfraktur</u>
B 3	Bilaterale Typ-B-Verletzungen	
	B 3.1 	Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>bilateraler Iliumfraktur</u>
	B 3.2 	Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>B 1 und B 2 Verletzung</u>
	B 3.3 	Inkomplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>bilateraler B 2 Verletzung</u>

Abbildung 11: AO Klassifikation Beckenverletzungen Typ C

Typ C Beckenring rotatorisch und vertikal instabil		
C 1	unilateral rotatorisch und vertikal instabil	
		Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>unilateraler Iliumfraktur</u>
		Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>unilateraler Sakroilakalfugenerreißung</u>
		Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>unilateraler Sakrumfraktur</u>
C 2	Eine Seite komplett, Gegenseite inkomplett	
		Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>Iliumfraktur</u> , Gegenseite inkomplett
		Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>Sakroilakalfugenerreißung</u>
		Komplette Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>Sakrumfraktur</u>
C 3	bilateral rotatorisch und vertikal instabil	
		Komplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>extrasakraler Fraktur</u> beidseits
		Komplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>unilateraler Sakrumfraktur</u> und <u>extrasakraler Fraktur</u> auf der anderen Seite
		Komplette bilaterale Unterbrechung des dorsalen Beckenringes bei <u>bilateraler Sakrumfraktur</u>

= Frakturtyp als Instabilitätsmodell dieser Studie

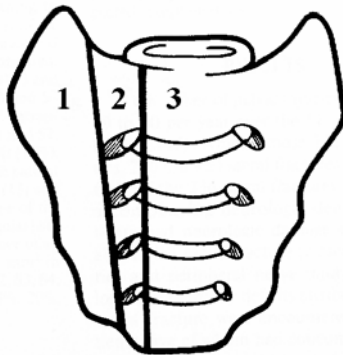
4.2.2 OTA- Klassifikation

Die Klassifikation der Orthopaedic Trauma Association (OTA) gleicht in weiten Teilen der AO- Klassifikation. Verletzungsgruppen und Verletzungsuntergruppen sind ähnlich bezeichnet. Während die Verletzungsuntergruppen in der OTA- Klassifikation mit einer weiteren Zahl angegeben werden (z.B. 61-C2.2.1), wird hierzu bei der AO- Klassifikation ein weiterer klein geschriebener Buchstabe genutzt (z.B. 61-C2.2.a1). Die Modifikatoren der OTA- Klassifikation haben jeweils ihr Pendant in der entsprechenden Subgruppe der AO- Klassifikation.

4.2.3 Klassifikation der Sakrum- Frakturen

Denis et al teilen Sakrumfrakturen nach ihrem Verlauf in drei Zonen ein (Abb. 12): Zone- I- Frakturen im Ala- Bereich, bei denen weder ein Foramen noch der Zentralkanal des Os sacrum mitbetroffen ist. Bei Zone- II- Frakturen ist mindestens ein Foramen betroffen, ohne daß der Zentralkanal verletzt wurde. Zu Zone- III- Frakturen zählen alle Frakturen mit Beteiligung des Zentralkanales [21].

Abbildung 12: Os sacrum- Frakturzonen nach Denis et al [21]



Beschriftung 1 = Zone I, 2 = Zone II, 3 = Zone III

Die Klassifikation beruht auf dem mit zunehmend zentraler Lage der Fraktur steigenden Anteil neurologischer Defizite. Der Anteil der Patienten mit neurologischen Symptomen nahm von Zone I (5,9 %) über Zone II (28,4 %) bis hin zu Zone III mit 56,7 % zu [21]. Bei Zone I- Frakturen fanden Denis et al hauptsächlich Teilläsionen der 5. Lumbalnervenwurzel. Schädigungen des N. ischiadicus kombiniert mit Wurzelschäden von L5, S1 und S2 sowie in geringerem Anteil Blasen- und Darmdysfunktionen bestanden überwiegend bei Zone II- Frakturen. Gewöhnlich war die Wurzel von L5 zwischen dem dislozierten lateralen Sakrumsegment und dem Processus transversus von LWK5 eingeklemmt. Für Zone III- Frakturen waren Sattel- Anästhesien sowie Sphinkter- Dysfunktionen typisch.

5 Klinische Grundlagen

5.1 Historischer Überblick

Bis Mitte des 19. Jahrhunderts wurde über Beckenringverletzungen nur kasuistisch berichtet. Wegen des umgebenden Weichteilmantels und der schwierigen anatomischen Verhältnisse bestanden vor der Entwicklung suffizienter bildgebender Verfahren nur begrenzte Möglichkeiten für Diagnose und Therapie. Die Verletzungen wurden aufgrund des klinischen Verlaufs und der Sektionsbefunde nur selten erfasst [4, 21, 91, 56, 121].

1847 veröffentlichte dann der französische Arzt J. F. Malgaigne seine Erfahrungen mit zehn Beckenringfrakturen innerhalb eines Zeitraumes von elf Jahren [97]. Neben den Frakturen der einzelnen Beckenknochen beschrieb er die durch Scherkräfte entstehende doppelte Vertikalfraktur des Beckenringes, die seitdem nach ihm benannt ist: " Es ist eine Vereinigung von zwei verticalen Brüchen, die auf einer Seite des Beckens ein mittleres Fragment ausschneiden, welches das Hüftgelenk in sich schließt, und je nachdem dieses mittlere Fragment sich nach oben oder innen verfügt, folgt ihm das Femur in seinen Bewegungen und von da Veränderungen in der Länge und Richtungen des Gliedes, welche mehr als einmal den Praktiker zum Irrthum verleitet haben. Von diesen Brüchen nimmt der vordere fast immer den horizontalen und absteigenden Ast des Schambeines ein, indem er diesen Knochen vom Darm- und Sitzbein absondert; der hintere befindet sich immer hinter der Pfanne und meistens an dem Darmbeine; einmal hat ihn indessen Richerand am Heiligbeine gesehen. Endlich kann anstatt des Bruches ein Auseinanderweichen der Symphysis sacro-iliaca statt haben;" (deutsche Übersetzung von Burger 1850). Von da an war der Name Malgaigne fest verbunden mit der instabilsten Form der Beckenringverletzung [125, 126]. Rose ergänzte im Jahr 1865 die morphologische Einteilung von Malgaigne um die Unterscheidung von Beckenrand- und Beckenringverletzungen: „ sollte man Beckenbrüche . . . nur die Längsbrüche so nennen, bei denen wirklich der Beckenring zerbrochen ist. Man sagt nicht, ein Ring sei zerbrochen, so lange nur ein Stückchen ab- oder ausgebrochen; so lange sein Zusammenhang nicht gelitten hat. So setzt jeder Beckenbruch mindestens 2 der Beckenaxe mehr oder weniger parallele Spalten voraus, von denen man eine oft genug durch Klaffen einer Fuge mit oder ohne Splitterung ihrer Kanten ersetzt findet“ [153].

Bis Mitte des 20. Jahrhunderts waren die wesentlichen Verletzungsursachen Verschüttungen, Stürze aus großer Höhe und Einquetschungen durch Tiere bzw. Überfahrenwerden von nicht-motorisierten Fahrzeugen [4, 21, 32, 36, 56, 91, 121, 139, 145, 199]. Experimentelle Arbeiten von Messerer (1880) und Kusmin (1882) lieferten Erkenntnisse über typische Schädigungsformen am Beckenring in Abhängigkeit von Richtung und Größe der einwirkenden Kraft sowie über die plastische und elastische Verformbarkeit des Beckens [89, 108].

Weitere klinische und pathologisch-anatomische Untersuchungen folgten in den nächsten Jahren, um den Unfallmechanismus der „complicierten, unser grösstes Interesse beanspruchenden Beckenfracturen“ [78] zu ergründen.

Mit der Entdeckung der Röntgenstrahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen im Jahre 1895 sowie ihrem Einsatz in der Medizin verbesserten sich auch Diagnostik und Therapie von Beckenringverletzungen. Klinisch-radiologische Untersuchungen wurden zunehmend veröffentlicht [134, 135, 139, 140, 199, 200, 203, 205].

Mit fortschreitender Industrialisierung sowie dem zunehmenden Straßenverkehr nahm auch die Häufigkeit der Beckenverletzungen zu und damit das klinische und wissenschaftliche Interesse an diesen häufig lebensbedrohlichen Verletzungen. Weitere pathologisch-anatomische Forschungen von Voigt (1965) und Bucholz (1981) trugen zum Verständnis der instabilen Beckenringverletzungen wesentlich bei [17, 198].

Huittinen und Slätis berichteten 1972 über 407 Patienten mit Beckenfrakturen. In der inzwischen als Klassiker geltenden Arbeit stellten sie anhand ihrer eigenen Klassifikation die besondere Bedeutung des Unfallmechanismus heraus [69]. In dem Bemühen um eine

Systematisierung der Beckenringverletzungen im Hinblick auf eine Einschätzung der Heilungschancen und die Empfehlung möglicher Therapien wurde eine Vielzahl von Einteilungen und Klassifikationen aufgestellt. Die wohl am häufigsten zitierte und am weitesten verbreitete Arbeit hinsichtlich der Klassifikation von Beckenringverletzungen ist die 1980 von Pennal und Tile veröffentlichte [126]. Sie erarbeiteten eine systematische Einteilung der Beckenringverletzungen mit Analyse des verursachenden Kraftvektors. Die Stabilität des dorsalen osteoligamentären Komplexes bildete hierbei das Hauptkriterium für die Einteilung. Dies entsprach auch in etwa den Überlegungen, die Messerer und Kusmin bereits 100 Jahre zuvor angestellt hatten.

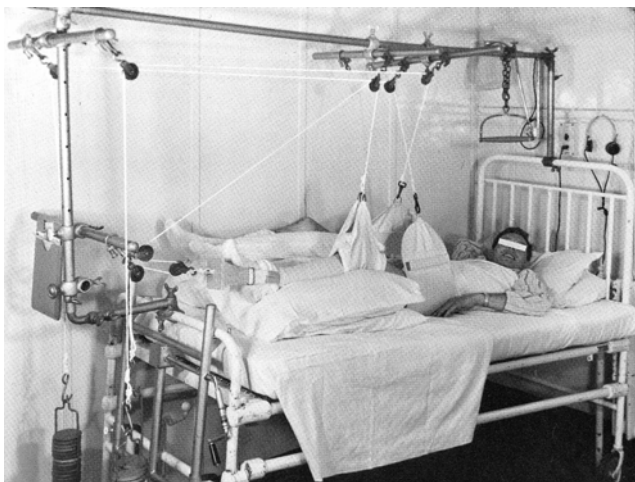
Young und Burgess haben die Pennal/Tile Klassifikation weiter modifiziert und unterschieden entsprechend des Unfallmechanismus in laterale Kompressionsverletzungen (LC), anteroposteriore Kompression (APC), vertikale Scherungsverletzungen (vertical shear) sowie kombinierte Verletzungsformen [209]. Letournel wiederum propagierte eine Einteilung entsprechend der anatomischen Verletzungslokalisation. Er unterschied vordere und hintere Beckenringverletzungen. Vordere Beckenringverletzungen umfassten dabei reine Symphysensprengungen, vordere Beckenringfrakturen und Acetabulumfrakturen. Hintere Beckenringverletzungen gliederten sich in transiliacale Frakturen, sakroiliakale Luxationsfrakturen, reine SI Gelenk Sprengungen und transsakrale Frakturformen [79].

Die Klassifikation von Pennal und Tile wurde später auch von M. Tile weiter ausgearbeitet und dient heute als Grundlage für die aktuellen Klassifikationen, wie die Klassifikation der AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) und der OTA (Orthopedic Trauma Association).

Die Entwicklung unterschiedlicher Klassifikationssysteme führte neben einem besseren Verständnis der Beckenverletzungen auch zu einer differenzierteren Behandlung.

Bis in die Mitte der 1970er Jahre wurden instabile Beckenringverletzungen überwiegend konservativ behandelt. Die konservative Behandlung umfasste dabei ein weites Spektrum und reichte von der einfachen Bettruhe bis zur manuellen Reposition und Ruhigstellung in unterschiedlichsten Konstruktionen wie dem gürtelförmigen Zugverband, Kompressionsapparaten, dem Beckengipsverband, oder der Beckenschwebe (Abb. 13). Auch Extensionsverfahren an Becken und / oder Bein fanden Anwendung [13, 135, 139, 200, 205]. Neben der Schwierigkeit der geschlossenen Reposition und Retention wurden auch die Komplikationen der häufig mehrere Monate dauernden Immobilisation in Kauf genommen.

Abbildung 13: Beckenschwebe



Die Schwebe wird dorsal um das Becken des Patienten gelegt, die Züge werden auf der Ventralseite des Patienten im 70°- Winkel überkreuzt und über Umlenkrollen auf jeder Seite mit 3 bis 6 kg Gewicht belastet. Ein bedeutender Nachteil der Beckenschwebe ist, daß der gewünschte seitliche Kompressionsfaktor auch zu unerwünschten Dislokationen einer horizontal instabilen Beckenverletzung führen kann. Dementsprechend ist nach einer seitlichen

Nur vereinzelt wurde über operative Verfahren zur Versorgung von Beckenringverletzungen berichtet. So empfahl Lambotte 1913 die Drahtnaht der gesprengten Symphyse und auch die Schraubenfixation des Sakroiliakgelenkes [90]. Berichte über transartikuläre Verschraubungen des Sakroiliakgelenkes folgten in den 30er Jahren durch Lehmann und Meyer- Burgdorff [92, 109]. Whiston berichtete 1953 über die operative Stabilisierung der Symphyse mit zwei gekreuzten Drahtstiften [204]. Domisse empfahl hierfür 1960 die Drahtumschlingung von zwei beidseits der Symphyse eingebrachten Schrauben [33], während Rau und Hepp 1967 die Versorgung mittels Drahtnähten oder der Gussenbauer Klemme bevorzugten [139]. Eine Übersicht über historische Operationsverfahren haben Poigenfürst 1972 [135] und Rüter 1975 [162] zusammengestellt. Dennoch galt bis in die 70er Jahre weithin die Meinung, den ohnehin schwerverletzten Patienten möglichst nicht einer Operation im Sinne eines unnötigen weiteren Traumas auszusetzen: „Better results can be obtained without the risk of sepsis and additional operative shock by simple manipulative methods“ [180].

Die Nachuntersuchungen von Holdsworth 1948 [68] und Räf 1966 [140] zeigten, daß schlechte funktionelle Ergebnisse insbesondere nach nicht anatomischer Ausheilung des Beckenrings resultieren. Rehn und Hierholzer folgerten 1970 aus ihrer Untersuchung von 449 Beckenringverletzungen, daß bei fast ausnahmsloser konservativer Behandlung nur geringe Spätfolgen auftraten. Nur bei schweren Deformierungen mit Veränderungen der Statik sollte man „an eine Osteosynthese denken und nicht resignieren.“ [142]

Slätis und Huittinen berichteten 1972 über die Nachuntersuchung von 65 konservativ behandelten Patienten mit komplett instabiler Beckenringverletzung. Bei einem Drittel war aufgrund der nicht anatomisch verheilten Beckenverletzung das Gangbild gestört, ein Fünftel klagte über starke Rückenschmerzen und bei knapp der Hälfte lagen neurologische Schäden unterschiedlichen Schweregrades vor [69].

Möseneder zog 1975 aus einer Nachuntersuchung von konservativ behandelten Patienten den Schluß, „daß nur eine Heilung in anatomischer Stellung, besonders im hinteren Beckenringanteil sichere Gewähr für spätere Schmerzfreiheit gibt“. Er folgerte weiter, „daß vielleicht doch in gegebenen Fällen öfter als bisher eine operative Einrichtung der Symphysenzerreißung und innere Fixation angezeigt erscheint.“ [112]

Aufgrund solcher Erfahrungen kam es in den 70er Jahren zu einer Trendwende von der konservativen Behandlung zur operativen Stabilisierung des Beckens durch interne Osteosynthese oder Fixateur externe. Hierbei beschränkte sich die operative Stabilisierung zunächst vornehmlich auf die Symphyse [7, 74, 171]. Nur selten wurde wie von Schweiberer 1978 die Empfehlung zur dorsalen Beckenringstabilisierung gegeben: „Bei irreponibler Iliosakralfuge oder bei Plexusschädigung infolge starker Verschiebung ist eine Freilegung und Stabilisierung durch kurze Platten nötig.“ [169]

Die externe Stabilisierung des Beckens hat nach Meinung von Young und Resnik die Behandlung von Beckenringverletzungen „revolutioniert“ [210]. Das Prinzip der externen Frakturstabilisierung wurde initial von Parkhill beschrieben [124] und von Lambotte 1902 weiterentwickelt [90]. In den 1950-er Jahren wandten Pennal und Sutherland die externe Fixation bei Beckenfrakturen an. Der wesentliche Promotor der externen Stabilisierung war jedoch Raoul Hoffmann. Er prägte den Begriff der „Osteotaxis“ und veröffentlichte 1954 unter den vielfältigen Anwendungen „seines“ Fixateurs auch eine Beckenmontage [64]. Diese wurde in der Folge nicht nur von Creyssel und Schnepf [25] sowie Decoulx [30] verwendet.

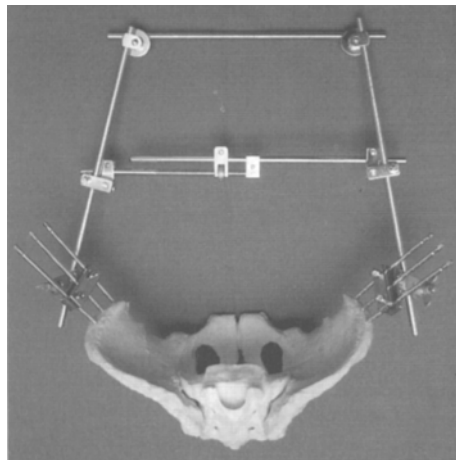
Richter entwickelte 1964 einen Beckenbügel zur Behandlung der transacetabulären Beckensprengung [144]. Hierbei wurde beidseits perkutan ein Metallbolzen in die Beckenschaufel eingebracht und durch einen Verbindungsbügel konnte Kompression ausgeübt werden. Dieses Prinzip wurde von Weller zur Beckenzwinge modifiziert [98]. Ganz und Browner haben dies dann zu den heute zur Notfallstabilisierung verwendeten Beckenzwingen weiterentwickelt [18, 49].

In den 1970er und 80er Jahren wurden vielfach positive Erfahrungen mit der externen Stabilisierung von Beckenringverletzungen veröffentlicht [105, 148, 182, 183]. Als Vorteile dieses einfachen Verfahrens mit geringem lokalem und allgemeinem Risiko galten:

- Möglichkeit der Beckenstabilisierung mit geringem technischem Aufwand gerade auch beim polytraumatisierten Patienten
- Blutungskontrolle
- Vermeidung von operativ bedingtem Blutverlust
- Erleichterung der Pflege, v.a. beim polytraumatisierten Patienten
- Schmerzreduktion
- Verringerung des Thrombose- und Embolierisikos
- Möglichkeit der Mobilisierung und Physiotherapie
- Möglichkeit der Stabilisierung auch bei ungünstigen Weichteilverhältnissen und abdominopelvinen Begleitverletzungen

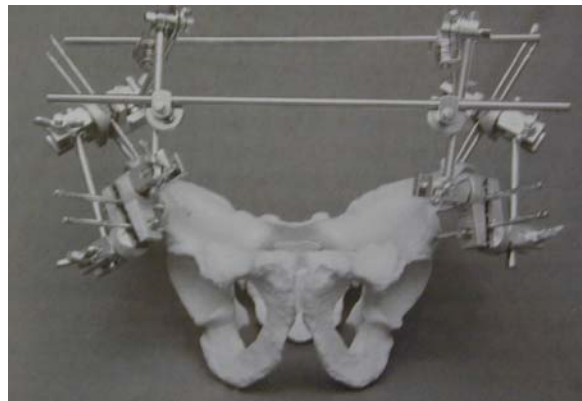
Klinisch und experimentell zeigte sich jedoch, daß der einfache Fixateur trotz vieler Vorteile nicht in der Lage war, Beckenringverletzungen mit kompletter Unterbrechung des dorsalen Beckenringes belastungsstabil zu versorgen. Dies führte zur Entwicklung neuer Montageformen. Slätis und Karaharju entwickelten 1975 eine trapezoidförmige Fixateur Rahmenmontage, die gegenüber dem bisherigen Fixateur eine größere Kompression auf den dorsalen Beckenring ausüben konnte (Abb. 14) [173]. Aufgrund der später berichteten guten Behandlungsergebnisse bei 17 Patienten fand die „Slätis Montage“ zunächst weite Verbreitung [174]. Wegen der aufwendigen Montage und der biomechanisch ungünstigeren Fixation im Beckenkamm hat sie sich jedoch nicht durchgesetzt.

Abbildung 14: Beckenfixateur n. Slätis (aus H. Rieger: Das instabile Becken [147])



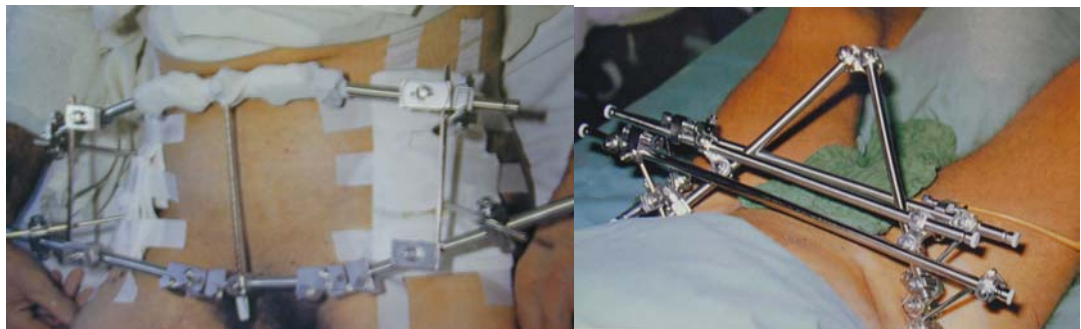
Rubash und Mears entwickelten 1983 den „Pittsburgh triangular frame“ (Abb. 15), bei dem in jede Beckenhälfte zwei Schanz-Schrauben supraacetabulär und zwei im vorderen Anteil der crista iliaca eingebracht werden. Dann werden zunächst die Schanz-Schrauben jeder Seite untereinander verbunden und nach geschlossener Reposition schließlich beide Seiten miteinander [161]. Von einer weiteren Rahmenkonstruktion, bei der von ventral nach dorsal Pins in das os ilium eingebracht wurden und sowohl vorne als auch hinten verspannt wurde, nahm Mears hingegen bald wieder Abstand.

Abbildung 15: Pittsburgh triangular frame (aus H. Rieger: Das instabile Becken [147])



Unterschiedlichste Variationen von Rahmenfixateuren und Dreieckskonstruktionen fanden Anwendung zur Beckenstabilisierung.

Abbildung 16a,b: Fixateur Rahmenkonstruktion und Dreiecksmontage



Abbildungen aus H. Rieger: Das instabile Becken [147]

Diese aufwendigen Rahmenkonstruktionen lösten zunehmend auch Kritik aus, wie sie von Border 1987 besonders drastisch formuliert wurde: „For some reason, probably because of our fears of these injuries, we began with the external fixator. It is a barbaric device for the patient, barbaric for the surgeon to put on, and it is not very effective for the posterior injuries which are our real problem“ [14].

Aufgrund des geringen Stabilisierungseffektes des Fixateurs und des Risikos einer Infektion der Schanz-Schrauben Eintrittsstellen bevorzugten nicht wenige Autoren die interne Osteosynthese von Beckenringverletzungen [128, 163].

Allgemein kann jedoch festgestellt werden, daß zu Beginn der 1980er Jahre aufgrund der verbesserten diagnostischen Möglichkeiten und der Erkenntnisse über die biomechanischen Grundlagen die Trendwende zur operativen Behandlung von Beckenringverletzungen vollzogen wurde. So konstatierte auch J. Böhler 1983 über „Beckenringbrüche“: „Diese waren lange Zeit eine Domäne der konservativen Behandlung“ [12].

Schon wesentlich früher hatte man erkannt, daß es einer erheblichen Gewalt bedarf, um eine instabile Beckenringverletzung zu verursachen und daß die Beckenverletzung deshalb häufig nur einen Indikator für die allgemeine Verletzungsschwere darstellt. So wurde zunehmend auch den pelvinen und extrapelvinen Begleitverletzungen Aufmerksamkeit geschenkt, vor allem der retroperitonealen Blutung, den urogenitalen Läsionen sowie Verletzungen des Abdomens, des Perineums und Plexus lumbalis [69, 125, 142, 164, 198, 205].

Das primäre therapeutische Ziel bestand immer mehr in der Verhinderung des hämorrhagischen Schocks und des drohenden Verblutungstodes. Peltier unterstrich dies

bereits 1965 sehr deutlich: „Yet, with every breath, cough, or movement, the unstabilized fracture fragments shift and promote further bleeding. Since intrapelvic hemorrhage poses a major threat to life, we must assign a higher priority to the stabilization of pelvic fractures“. Seit den 1970er Jahren erfolgte deshalb die frühzeitige Beckenstabilisierung mit dem Ziel der Blutungskontrolle vornehmlich mit dem Fixateur externe [105, 174]. Seit Beginn der 90er Jahre steht auch die Beckenzwinge nach Ganz bzw. Browner zur Notfallstabilisierung zur Verfügung [18, 49].

Ziel dieser Primärstabilisierung ist die Eindämmung des retroperitonealen Hämatoms durch Volumenverminderung des kleinen Beckens und die Reduktion der Blutungen aus den spongiösen Frakturflächen und den venösen Beckenplexus.

Im Rahmen eines frühsekundären Eingriffs erfolgt dann die definitive, möglichst anatomische Rekonstruktion.

5.2 Aktueller Stand

Es ist nur in begrenztem Maße möglich, die Ergebnisse der aktuellen Literatur miteinander zu vergleichen. Grund hierfür sind Unterschiede in Studiendesign, Bewertungskriterien, Patientenkollektiv, Nachuntersuchungszeitraum sowie Scores. Für allgemeingültige Aussagen sind Studien mit sehr großen Fallzahlen wie die Multizenter-Studie der Arbeitsgruppe Becken der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie [189] sinnvoll.

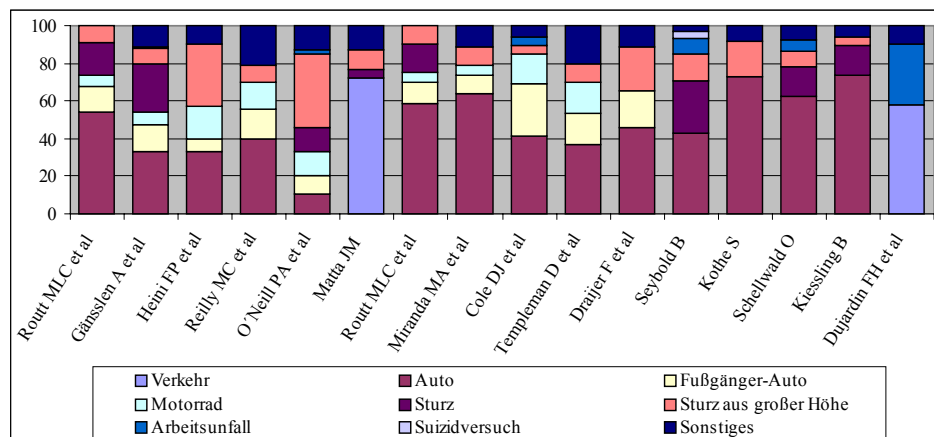
Tabelle 1: Studiendesign verschiedener Veröffentlichungen

Autoren	n	n Nachunter- suchung	% Nachunter- suchung	AO- Klassifik.	NU posttrauma	Scores
Felenda 1993 [42]	50	10 von 14 B und C	20 (71,4 der B- und C)	A,B,C	10 Monate	Merle d'Aubigne, Bewegungs- umfänge, Gangbild, Neurologie
Kothe 1993[83]	48	17 von 19 Becken- ringverle- tzungen	89,5	A,B,C	34 (8-59) Monate	Radiologie, Klinik, Fragebogen, Ecke- Schema und andere
Weber 1995[202]	67	51	76	A,B,C	24-37 Monate	Radiologie, Neurologie, Klinik
Draijer 1995 [34]	36	26	72,2	A,B,C	23,4 Monate	Radiologie, Fragebogen, Klinik, Schmerz- Visual- Score- Skala, Merle d'Aubigne
Roult 1995 [155]	68	61	89,7	B,C	4-34 Monate	Ø Score, Röntgen & Belastung als klinisches Kriterium
Matta 1996[100]	127	109	85,8	A,B,C	2-149 Monate	keine AngA,Be
Roult 1996 [157]	75	57 von 60 SI- Schrauben	95	B,C	15,5 (4-48) Monate	Radiologie und klinische Unter- suchung
Tornetta 1996 [188]	29	29	nur nachunter- suchte Pt.	B	39 (12-84) Monate	Radiologie, Fragebogen und klinische Untersuchung
Miranda 1996 [110]	180	53	43	A,B,C	90 (mind. 60) Monate	Kurze Form-36 Erhebung, Iowa pelvic Score, Fragebogen
Cole 1996 [23]	64	52	81,3	C	36 (5-74) Monate	eigene 40- Punkte Becken- Ergebnis- Skala (Radiologie, Schmerz, Klinik, Arbeit/ Aktivität)
Templeman 1996 [181]	30	27	90	B,C	28 (12-57) Monate	eigener Score: Aktivität, Arbeit, Schmerz, kosmetische veränderung und Gehfähigkeit
Tornetta 1996 [189]	107	46	43	B,C	44 (min.12-101) Monate	Radiologie, Fragebogen und klinische Untersuchung
Matta 1996 [102]	107	keine Angabe	keine Angabe	B,C	keine Angabe	Radiologie und klinische Untersuchung
Pohlemann T 1996 [132]	383	58 von 65 operierten	89,2	A,B,C	28 (12-58) Monate	Neuer Pelvic- Outcome- Score
Bürk W 1996 [20]	198	33 von 82 B- u. C	40,2 der B- und C	A,B,C	54 Monate	Neuer Pelvic- Outcome- Score
Pohlemann 1996 [131]	1722	486	73	A,B,C	2- Jahres- follow- up	Radiologie, Fragebogen, Neurologie, Urologie, Klinik
Seybold 1996 [170]	152	27	26,2	A,B,C	keine Angabe	Erhebungsbogen, Radiologie, Nachuntersuchungsbogen
Schellwald 1996 [165]	383	60 von 67 operierten	15,6 (89,6% der operierten)	A,B,C	keine Angabe	eigener Score
Dujardin 1998 [37]	138	88	63,8	A,B,C	keine Angabe	Radiologie, Einteilung nach Majeed

5.2.1 Unfallursachen

In nahezu allen Studien ist der Hauptanteil der Verletzungen durch Verkehrsunfälle bedingt, mit einem durchschnittlichen Anteil von 65% (Autounfälle 49%, Motorradunfälle 12%, Fußgänger 15%). Sturz als Unfallursache macht 16 % aus, Sturz aus großer Höhe 14 %, Arbeitsunfälle 9 % und Suizidversuche 4 % im Mittelwert. Durch Mehrfachnennungen beträgt die Gesamtsumme über 100%.

Abbildung 17: Unfallursachen aus der Literatur in Prozent



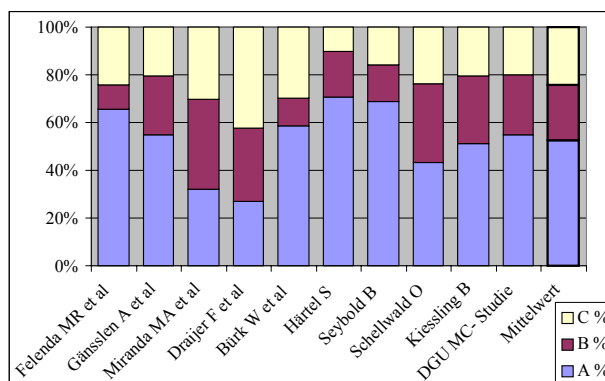
Die Anteile differieren stark, da unterschiedliche Autoren verschiedenen Kategorien verwendet haben

Die Multizenterstudie der Arbeitsgruppe Becken der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie [189] ist unter Gänsslen et al aufgeführt.

5.2.2 Klassifikation

Die Mehrzahl der Beckenringverletzungen sind stabile Verletzungen. Typ A und B Verletzungen machen 70-80% aller Beckenverletzungen aus [185]. Auch in großen Studien liegt die Verteilung bei ca. der Hälfte Typ- A- Frakturen und je einem Viertel Typ- B und Typ- C- Verletzungen.

Abbildung 18: Klassifikation der Beckenringverletzungen in unterschiedlichen Studien



5.2.3 Begleitverletzungen

Instabile Beckenringverletzungen sind in vielen Fällen Teil einer Mehrfachverletzung oder eines Polytraumas. Dabei sind mit ca. 40% am häufigsten zusätzlich die unteren Extremitäten verletzt. Ungefähr ein Drittel der Patienten mit instabilen

Beckenringverletzungen erleidet auch ein Schädel- Hirn- Trauma. Verletzungen des Thorax, des Abdomens, des Urogenitaltraktes, der Wirbelsäule sowie der Arme liegen entsprechend der aktuellen Literatur bei jeweils etwa einem Fünftel vor.

Die Angaben über beckenbedingte neurologische Schäden sind uneinheitlich in der Literatur und sind vom jeweiligen Patientenkollektiv abhängig. Für die Prognose sind jedoch gerade die neurologischen Folgeschäden von entscheidender Bedeutung, da sie mit motorischen Ausfällen und erheblicher Schmerzsymptomatik einher gehen können. Huittinen und Slätis sahen bei 46% der vertikal instabilen Beckenverletzungen neurologische Schäden [69], Helfet ebenfalls ca. 50% [61]. Denis fand bei 22% der von ihm retrospektiv untersuchten 274 Patienten mit Sakrumfrakturen neurologische Defizite [31], während Majeed mit präoperativen EMG Studien bei 24 der 73 untersuchten Patienten mit instabiler Beckenverletzung (33%) Nervenläsionen nachweisen konnte [96]. Reilly stellte bei 21% von 83 Patienten mit instabilen Beckenverletzungen neurologische Läsionen fest, wobei diese nur bei 9 Patienten bis zum 2-Jahres Follow up persistierten [141]. Eine anatomische Reposition und stabile Fixation des hinteren Beckenrings bildet die Voraussetzung für die Remission. Pohlemann berichtet aus einer Serie von 377 Sakrumfrakturen bei translatorisch instabilen C-Verletzungen über 2,6% neurologische Defizite bei transalaren Frakturen, 42,9% bei transforaminalen Frakturen und 63,6% bei zentralen Sakrumfrakturen [128]. Er sieht die Indikation zur exakten Revision der Nervenwurzeln des sakralen Nervenplexus bei entsprechenden Schäden, da er bei etwa der Hälfte der Patienten mit Nervenschäden nach Dekompression und offener Stabilisierung eine Rückbildung der neurologischen Ausfälle beobachten konnte [133].

5.2.4 Therapie

Die Behandlung instabiler Beckenringverletzungen ist Teil des Polytrauma Managements. In der Primärphase erfolgt die Notfallstabilisierung des Beckens, um durch die Stabilisierung des Beckens eine Reduktion der beckenbedingten Blutungen zu erreichen und so den Gesamtzustand des Verletzten zu stabilisieren. Im Rahmen der Sekundärphase wird dann die definitive, möglichst anatomische Rekonstruktion des Beckenringes durchgeführt.

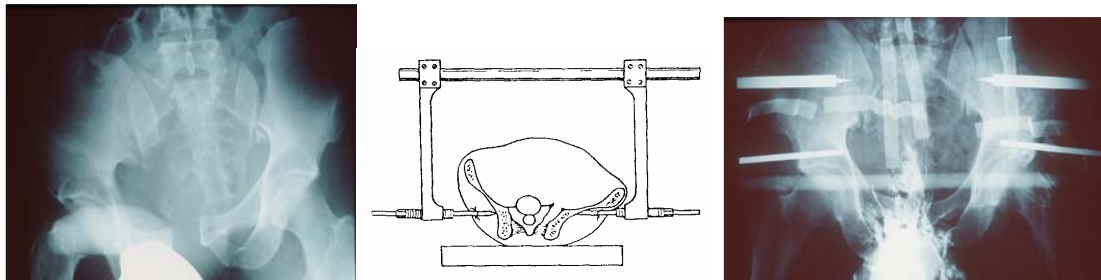
5.2.4.1 Notfallstabilisierung

Die Primärstabilisierung instabiler Beckenringverletzungen erfolgt mit der Beckenzwinge oder dem Fixateur externe.

Die Beckenzwinge ist eine Notfallmaßnahme bei vorwiegend ligamentären Verletzungen. Sie wird unter Bildwandlerkontrolle angelegt. Die Pins werden beidseits perkutan in das Os ilium eingebracht. Der Insertionspunkt liegt im Kreuzungspunkt der direkten Linie von der Spina iliaca posterior superior zur Spina iliaca anterior superior mit der verlängerten longitudinalen Achse des Femurs. Durch das Schließen der Zwingen wird eine Kompression des hinteren Beckengürtels erreicht [49].

Heini und Ganz haben die Beckenzwinge zur Primärstabilisierung von 30 Patienten mit 5 B- und 25 C- Verletzungen eingesetzt [60]. Von den 18 Fällen mit hämodynamischer Instabilität war die Applikation der Zwingen in 10 Fällen hämodynamisch effektiv. Die Beckenzwinge wurde durchschnittlich 4,5 Tage (3 Stunden bis 15 Tage) belassen. Im Zusammenhang mit der Beckenzwinge kam es zu keinen Komplikationen. Andere Arbeitsgruppen berichten hingegen über Komplikationen wie Nervenkompression oder erhebliche Medialverschiebung eines Hemipelvis bei Verwendung der Beckenzwinge [6].

Abbildung 19a-c: Stabilisierung mit Beckenzwinge und Fixateur bei SI Sprengung bds. (AO C 3.1)

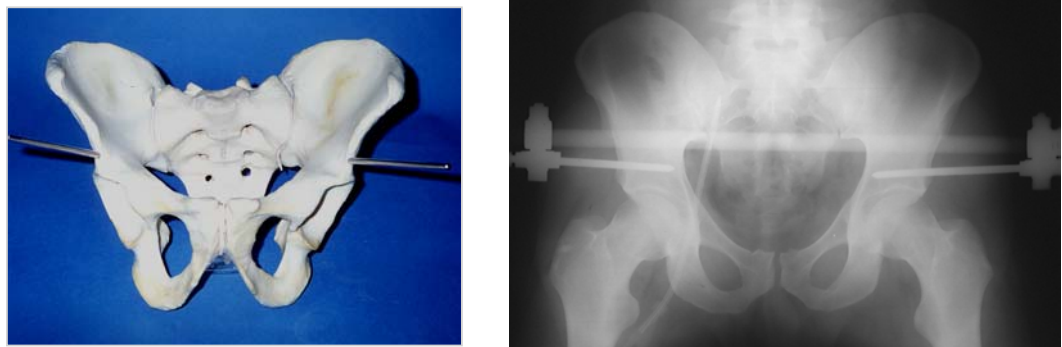


Die von Browner entwickelte ACE- Zwinge bietet eine vergleichbare initiale Stabilität, birgt jedoch die Gefahr der frühzeitigen Lockerung aufgrund der nicht immer parallelen Position der pins, wie sie bei der Ganz- Zwinge zu finden ist [168].

Bei Becken- C- Verletzungen mit ligamentärer dorsaler Instabilität lassen sich mit der Beckenzwinge auch in biomechanischen Untersuchungen akzeptable Festigkeitswerte erreichen. Liegt eine dorsale transsakrale Instabilität vor, sollte für eine ausreichende Stabilität noch zusätzlich ein Supraacetabulärer Fixateur externe angelegt werden. [129].

Auch die initiale Stabilisierung des Beckenringes mit einem Fixateur externe kann durch Reduktion des Beckenvolumens helfen, Blutungen zu reduzieren und den Patienten zu stabilisieren [193]. Die externen Fixationsverfahren unterscheiden sich hierbei im Applikationsbereich. Bei den ersten Fixateuren wurden die Schanz-Schrauben in den Beckenkamm eingebracht [67, 163]. Dabei kam es jedoch regelmäßig zur Verkipfung der Beckenhälften mit Auseinanderweichen der Symphyse und des SI Gelenkes [39]. Demgegenüber bietet die supraacetabuläre Applikation der Schanz-Schrauben durch die bessere knöcherne Verankerung und den günstigeren Kräfteansatzpunkt mehr Stabilität [81]. Der supraacetabuläre Fixateur mit je einer Schanz-Schraube auf jeder Seite und Doppelstangenverbindung kann inzwischen als Standard Beckenfixateur angesehen werden. Er wird zur Primärstabilisierung von Becken B- und C-Verletzungen verwendet, sowie zur definitiven Behandlung von lateralen Kompressionsverletzungen.

Abbildung 20a,b: Supraacetabulärer Fixateur externe



Supraacetabulärer Fixateur am Modell und im klinischen Einsatz bei AO- B2- Verletzung: Eine laterale Kompressionsverletzung mit transforaminaler Sakrumfraktur links sowie einer Schambeinast- Fraktur links. Bei der noch erhaltenen vertikalen Stabilität des hinteren Beckenringes reicht zur Reposition und horizontalen Stabilisierung des Beckenringes der Supraacetabuläre Fixateur externe.

Jedoch kann auch der supraacetabuläre Fixateur externe bei translatorisch instabilen Beckenringverletzungen nicht ausreichend Kompression auf den dorsalen Beckenring ausüben. Dies konnte in biomechanischen Untersuchungen von Pohlemann gezeigt werden [129]. Fixateurmontagen mit zwei supraacetabulären Schanz-Schrauben auf jeder Seite, wie der de Bastiani Fixateur, können die Stabilität nur unwesentlich erhöhen. In den

Untersuchungen von Rieger lag die Grenzlast (Dislokation > 10mm) dieses Fixateurs bei Testung an Humanpräparaten mit SI Gelenksprengung im Einbeinstand zwischen 60 und 90N [147].

Abbildung 21: De Bastiani Fixateur (Abb aus Egbers HJ: Die äußere Stabilisierung des Beckens [39])



Auch aufwendige Rahmenkonstruktionen oder Dreiecksmontagen konnten die Stabilität nicht entscheidend erhöhen.

Die Fixateurmontage nach Egbers versucht über eine Dreiecks- bzw. Bügelkonstruktion körpernahe Kompression und körperferne Distraktion auszuüben und so eine ausgewogene Kraftverteilung in Symphyse und Sakroiliakgelenk zu erreichen mit überwiegender Druckwirkung auf den dorsalen Beckenring. Hierbei werden jeweils zwei supraacetabuläre Schrauben eingebracht und über Dreieckskonstruktionen und Druckspanner miteinander verbunden [39].

Abbildung 22: Komplexe Fixateurkonstruktion n. Egbers (Abb. Aus Egbers HJ: Die äußere Stabilisierung des Beckens [39])



Die biomechanischen Ergebnisse bei Testung an Humanpräparaten sind anderen Fixateurversionen wie dem Pittsburgh triangular frame oder dem Slätis Fixateur deutlich überlegen. Die Grenzlast liegt zwischen 115 und 130N für die C1.2 Instabilität mit SI-Gelenksprengung. Ein Nachteil ist jedoch die sehr ausladende und zeitaufwendige Montage. In den Untersuchungen von Rieger wird der durchschnittliche Zeitbedarf zum Anbau mit 47 Minuten angegeben [147]. Auch wenn die Montage des bereits vormontierten Bügelfixateur vereinfacht ist, hat sich der Fixateur bisher für den breiten klinischen Einsatz nicht durchsetzen können.

5.2.4.2 Verletzungsspezifische Behandlung

Die meisten vorderen Beckenringfrakturen müssen nicht stabilisiert werden [100]. Die Ausnahme stellen stark dislozierte Frakturformen dar.

Rotatorisch instabile, aber vertikal stabile Becken-B-Verletzungen haben bei adäquater Behandlung eine gute Prognose. Während bei alleiniger externer Fixation nur ca. 80% anatomische Rekonstruktionen erreicht werden [79], kann mit interner Stabilisierung in bis zu 96% ein sehr gutes radiologisches und funktionelles Ergebnis erreicht werden [188]. Die interne Fixation des vorderen Beckenringes sollte hierbei für Symphysensprengungen und nur für eine Minderheit der Schambeinfrakturen vorbehalten sein [100].

Abbildung 23: Plattenosteosynthese der Symphyse



4-Loch LCDCP Symphysenplatte bei B1- Verletzung (open book)

Bei auch vertikal instabilen dorsalen Beckenringverletzungen Typ C sollte der dorsale Beckenring ebenfalls intern stabilisiert werden. Dies ermöglicht bessere Ergebnisse als die konservative Behandlung oder die alleinige externe Stabilisierung. Lose Fragmente, die Nervenwurzeln komprimieren, sollten entfernt werden [102, 132].

Zur radiologischen Ergebnisbeurteilung bei instabilen Beckenverletzungen wird die maximale Dislokation in den drei Röntgenaufnahmen Beckenübersicht, Inlet und Outlet gemessen [102]. Ein exzellentes Ergebnis besteht bei 4 mm oder weniger, gut bei 5 bis 10 mm, ausreichend bei 10 bis 20 mm und schlecht bei über 20 mm maximaler Dislokation. Matta und Tornetta fanden in ihrer Serie von 107 Patienten in 72 Fällen exzellente radiologische Ergebnisse, 30 gute, 4 ausreichende und ein schlechtes Ergebnis. Die größten Dislokationen wurden in 90 % der Fälle in der Inlet Aufnahme beobachtet. In der Gruppe mit interner Stabilisierung bis 21 Tage nach dem Trauma lag die Rate exzellenter Ergebnisse mit 70 % höher als in der Gruppe mit Reposition erst nach mehr als 21 Tagen (55 %). Diese Unterschiede waren jedoch statistisch nicht signifikant [102]. Bei der Nachuntersuchung der Becken C-Verletzungen nach mehr als 3 Jahren konnten knapp 2/3 der Patienten nach offener Reposition und Stabilisierung nahezu schmerzfrei ihrer ursprünglichen Arbeit wieder nachgehen. 35% der 46 Patienten hatten jedoch ein deutlich eingeschränktes funktionelles Ergebnis infolge der persistierenden neurologischen Schäden. Die besten radiologischen Ergebnisse konnten nach sakroiliakalen Luxationsfrakturen erreicht werden, während sich die exakte Reposition von Sakrumfrakturen und reinen SI Gelenksprengungen deutlich schwieriger gestaltete und Dislokationen bis 10mm akzeptiert wurden [189].

Reine sakroiliakale Gelenk- Sprengungen haben insgesamt eine eher schlechte Prognose, wobei ihre exakte anatomische Reposition einen signifikanten Einfluß auf das funktionelle Ergebnis hat [37]. Das Standard Verfahren zur Stabilisierung ist die offene Reposition und Stabilisierung mit zwei 3 Loch DC Platten (Abb. 24).

Abbildung 24: Plattenosteosynthese der rechten SI- Fuge und der Symphyse bei C1-Verletzung



Die vertikal instabile SI- Fugen- Verletzung (abgerissener Processus transversus LWK 5 rechts) wurde mit zwei 3- Loch- und die Symphysensprengung mit einer 4- Loch- LCDC- Platte versorgt.

Da SI Gelenk Sprengungen schwerer zu reponieren sind als andere Läsionen des hinteren Beckenringes, ist eine anatomische Rekonstruktion als geschlossenes Verfahren schwierig. Roult et al gingen während einer Studie von SI- Verschraubungen dazu über, vollständige SI- Dislokationen offen zu reponieren, nachdem mittels geschlossener Reposition bei frühen Fällen dieser Serie keine akzeptablen Repositionsergebnisse erreicht werden konnten [155].

Verletzungen der SI- Fuge können nach entsprechender Reposition auch offen oder perkutan verschraubt werden. Der Orientierungspunkt für die Insertion der transsakroiliakalen Schrauben liegt zwischen dorsalem und mittleren Drittel einer Geraden, die die Spina iliaca post.sup. und das Tuberkulum iliacum verbindet. Die perkutane SI Verschraubung ist zwar die schonendere Methode, setzt aber eine exakte, geschlossene Reposition voraus und ist technisch sehr anspruchsvoll. Die exakte Lage des Führungsdrahtes und der kanülierten Schraube müssen jeweils in Inlet und Outlet Projektion sowie gegebenenfalls auch seitlich im Bildwandler kontrolliert werden, um eine Fehlplatzierung mit möglicher Nervenläsion zu vermeiden [181]. Da jeweils nur eine Projektion eingestellt werden kann, sind durchaus Durchleuchtungszeiten von mehreren Minuten möglich. Fehlplatzierungen werden mit einer Rate zwischen 3 und 20% berichtet [43, 158]

Abbildung 25a-c: Verschraubung der SI- Fuge beidseits bei beidseitiger SI- Gelenksprengung,

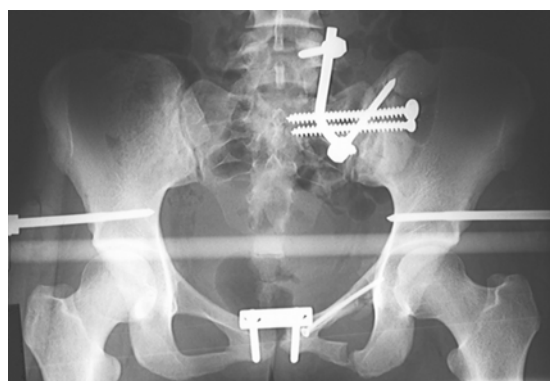


Bei Sakrumfrakturen, Beckenschaufelfrakturen sowie Frakturen des hinteren Beckenringes mit SI- Fugenbeteiligung fanden Dujardin et al in ihrer Studie mit 88 nachuntersuchten Patienten nach dislozierten Beckenringverletzungen keinen signifikanten Einfluß einer anatomischen Reposition auf das funktionelle Ergebnis. Für das funktionelle Ergebnis nach Sakrum- Frakturen sahen sie die größere Problematik in der Schmerzsymptomatik infolge neurologischer Schäden als in der anatomischen Reposition [37]. Auch bei instabilen Sakrum- Frakturen kann eine geschlossene

Reposition und percutane Schraubenosteosynthese ausgedehnte Chirurgie mit den damit verbundenen Wundheilungsstörungen vermeiden und den Blutverlust minimieren [157]. Somatosensorisch evozierte Potentiale sind zur intraoperativen Darstellung des peripheren neurologischen Status während Manipulationen hilfreich, da Repositionsmanöver auch lumbosacrale Nervenwurzeln verletzen können [111]. Voraussetzung für die perkutane Stabilisierung ist jedoch eine exzellente Darstellung des Beckenringes im Bildwandler. Geschlossene Repositionen sind selten perfekt anatomisch. Verzögerungen über 5 Tage nach der Verletzung sind mit weniger akkuraten Repositionsergebnissen verbunden. Bei der Ergebnisbewertung von 75 Patienten nach operativer Versorgung einer instabilen Sakrum- Fraktur wertete Routt eine verbleibende Dislokation von <1cm in jeder Richtung für Sakrumfrakturen als akzeptables Endergebnis [157]. Templeman sah in seiner Serie von 30 dislozierten Sakrumfrakturen die besseren Ergebnisse bei offener Reposition und iliosakraler Schraubenosteosynthese gegenüber dem geschlossenen Verfahren. Entscheidend für die Prognose war jedoch auch hier die persistierende Neurologie mit einer Rate von 40% in dem beschriebenen Patientenkollektiv [181]. Cole hingegen propagiert die perkutane iliosakrale Schraubenosteosynthese bei instabilen hinteren Beckenringverletzungen. Bei 53 Becken C-Verletzungen sah er keine Fehlplatzierungen [23]. Verfahren mit CT-gestützter Navigation können die Präzision der sakroiliakalen Schraubenplatzierung erhöhen. Falls Repositionsmanöver erforderlich sind, sollte die Stabilisierung jedoch entweder im CT stattfinden oder ein CT im OP verfügbar sein [73]. Dies ist nicht selten mit logistischen Problemen verbunden. Verfahren mit Bildwandler gestützter Navigation sind im Bereich der klinischen Erprobung [178].

Die interne Stabilisierung von instabilen Sakrumfrakturen gilt inzwischen als Standard. Neben transiliosakralen Schraubenfixationen werden Sakralstäbe, quere Platten, Distractionsspondylodesen und lokale Plattenosteosynthesen verwendet. In Anbetracht des Risikos der Schraubenfehlage sowie einer verbleibenden Fehlstellung bzw. Überkompression bei perkutanen iliosakralen Schrauben auf der einen Seite und des nicht unerheblichen Wundheilungsstörungen- und Infektrisikos mit bis zu 25% bei ausgedehnten Zugängen, sieht Pohlemann die lokale Plattenosteosynthese als Methode der Wahl. Konkurrierend dazu kommt bei groben Instabilitäten die Distractionsspondylodese (Abb. 25) in Betracht [133].

Abbildung 26: Distractionsspondylodese und SI- Verschraubung nach AO- C1- Verletzung links



5.3 DGU Multizenter Studie

5.3.1 Allgemeine Daten, Unfallursachen, Klassifikation

Eine der Studien mit den größten Fallzahlen ist die Multizenter Studie der Arbeitsgruppe Becken der Deutschen Sektion der AO- International und der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie (DGU), bei der standardisiert die Behandlung von 3260 Patienten mit Beckenring- und Acetabulum- Verletzungen von 1991 bis 1993 dokumentiert wurde. Von diesen Patienten waren 61,7 % mehrfachverletzt mit mindestens zwei weiteren Verletzungen. Nach dem Hannover Polytrauma Score (PTS, siehe Anhang) ergab das eine durchschnittliche Punktzahl für alle Patienten von 14,3 Punkten (Gruppe II).

Bei den 1076 Patienten der DGU- Multizenter Studie mit isolierter Beckenringverletzung bestand in 68 % eine A- Verletzung, in 19 % eine B- und in 13 % eine C- Verletzung des Beckenringes. Dabei lag in 76,4% ein Anpralltrauma, in 8,3 % Einklemmung und in 2,9 % ein Überrolltrauma als Unfallmechanismus vor. Von den 205 Becken B- Verletzungen waren 37% open- book- Verletzungen (B1), 55 % laterale Kompressionsverletzungen (B2) und 8% beidseitig rotatorisch instabile Verletzungen (B3).

In der Gruppe der 143 Becken C- Verletzungen waren 85% einseitig vertikal instabile Verletzungen (C1), 15% wiesen beidseitig vertikal instabile Verletzungen auf (C2). Verletzungen der SI- Fuge lagen in 44,8 % der Becken- B und in 54,8 % der Becken- C- Verletzungen vor. Am vorderen Beckenring war mit 78,3 % die transpubische Instabilität die häufigste Instabilität. 109 Patienten hatten neben der instabilen Beckenverletzung zusätzliche pelvine Begleitverletzungen erlitten wie Organläsionen, frakturbedingte Gefäß- / Nervenschäden oder erhebliche Weichteilverletzungen, so daß diese als Komplextrauma gesondert betrachtet wurden.

Tabelle 2: Klassifikation der instabilen Beckenringverletzungen der DGU Multizenter Studie

AO- Klassifikation						Summe
B1	B2	B3	C1	C2	C3	
76	112	17	122	21	73	421

Verteilung der instabilen Beckenverletzungen nach der Tile Klassifikation.

C3 entspricht hierbei einer Kombination aus instabiler Beckenverletzung und Acetabulumfraktur.

Die Gesamtlethalität lag bei 7,9 % und stieg mit zunehmenden Instabilitätsgrad, größerem peripelvinem Weichteilschaden und höherem PTS. Keinen Einfluß auf die Letalität zeigten verschiedene Therapieverfahren, unterschiedliche Altersgruppen und der Instabilitätsgrad der Beckenverletzungen innerhalb der Gruppe der Komplextraumen. Bei instabilen Beckenverletzungen mit Kreislaufinstabilität zeigte sich eine Letalität von 33,3 %, davon 42 % beckenbedingt, wobei es sich allgemein um junge (Æ Alter: 34,9 Jahre), schwerverletzte Patienten (Æ PTS: 36,8 Punkte/ PTS- Gruppe III) handelte.

5.3.2 Therapie

5.3.2.1 Notfallstabilisierung

Bei 19 Patienten wurde die Beckenzwinge als Notfallstabilisierung angelegt, davon je dreimal kombiniert mit internen Osteosyntheseverfahren bzw. dem Fixateur externe. Als posteriore Verletzung lag in 9 Fällen eine SI Gelenk Verletzung vor und in 10 Fällen eine Sakrumfraktur. Die Letalität der Patienten mit Beckenzwinge betrug 52,6%.

In 48 Fällen erfolgte die Notfallstabilisierung mit dem Fixateur externe. Hierbei handelte es sich um 2 A Verletzungen, 13 B und 33 C-Verletzungen. Die Letalität der Patienten mit primärer externer Stabilisierung lag bei 16,7%.

Die primäre interne Beckenringstabilisierung war bei 42 Patienten vorgenommen worden. Hierbei handelte es sich um 2 A Verletzungen, 5 B und 10 C Verletzungen sowie 25 Komplextraumen. Die Letalität dieser Patienten betrug 9,5%.

5.3.2.2 Verletzungsspezifische Behandlung

Von den 1076 Patienten mit isolierten Beckenringverletzungen wurden 154 Patienten (14%) operativ behandelt.

Bei den 64 operativ versorgten Becken- B Verletzungen wurde nur der vordere Beckenring stabilisiert, 20,9 % mit Fixateur externe, die übrigen mittels Plattenosteosynthese. Postoperativ wurde in 84,4 % aller operativ versorgten Becken- B-Verletzungen eine anatomische Reposition erreicht. Als Therapie der Wahl erhielten 82,2 % aller Symphysenrupturen eine Plattenosteosynthese. 70,4 % der ischiopubischen Frakturen wurden mit dem Fixateur externe behandelt. 72 translatorisch instabile Becken C- Verletzungen wurden operativ versorgt (50,3%). Hierbei wurde in 18% nur der vordere Beckenring stabilisiert, in 28% nur dorsal und in 54% sowohl ventral als auch dorsal. In 56,7 % der C-Verletzungen konnte eine anatomische Rekonstruktion erreicht wurde.

5.3.3 Nachuntersuchung

Für die Nachuntersuchung beschränkte sich die Arbeitsgruppe Becken (AO/ DGU) auf 1140 Patienten der Jahre 1991 und 1992 mit dem Mindest- Nachuntersuchungszeitraum von 2 Jahren. Von den 1185 Patienten mit Beckenringverletzungen einschließlich Komplextraumen wurden 269 nachuntersucht.

Selbst in einer so großen Multizenterstudie wie der der DGU zeigte sich bei der Auswertung der Nachuntersuchungsergebnisse, daß das Krankengut bei Beckenverletzungen sehr inhomogen ist. Trotz der hohen Anzahl der vorliegenden Fälle waren die individuellen Unterschiede hoch, so daß statistisch valide Vergleiche aufgrund der vielfach zu kleinen Stichprobenumfänge nicht möglich waren. Deshalb wurden einzelne Parameter in Übersichten zusammengefaßt.

Radiologie: Eine anatomische Rekonstruktion des vorderen Beckenringes fand sich in 76,3 % der Patienten. Unter den 5 Patienten mit einer verbleibenden Dislokationen > 1cm waren vier mit einem supraacetabulär eingebrachten Fixateur externe und einer nach Symphysenverplattung. Bei der Versorgung des hinteren Beckenringes wurde in 77,3 % eine anatomische Rekonstruktion erreicht, wobei eine Dislokation > 1 cm nur nach einer C1- Verletzung resultierte. Nach Ausheilung wurde insgesamt bei 90,1 % der B-Verletzungen und 71,2 % der C- Verletzungen eine anatomische Rekonstruktion des Beckenringes gesehen. Schlechte Ergebnisse lagen in 2,5% der B- und in 19,2 % der C-Verletzungen vor.

Schmerzen: Bei Patienten mit Becken B- Verletzung bestanden in 21% relevante Schmerzen, bei Komplextrauma in 42%. Becken- C- Verletzungen verursachten in 30% relevante Schmerzen, bei Komplextrauma in 37% und in Kombination mit einer Acetabulumfraktur in 47%.

Neurologie: Die Rate neurologischer Spätschäden hing im wesentlichen vom Instabilitätsgrad der Beckenverletzung ab (isolierte Beckenring Verletzungen AO- Typ A: 2,2%, B: 6,9%, C: 24,5%). Bei Becken- C- Verletzungen mit Komplextrauma wiesen 29,2 % der Patienten neurologische Spätschäden auf. Von 10 Patienten mit als erheblich eingeschätzten neurologischen Spätfolgen, waren 8 primär mehrfachverletzt, bei 9 lag eine Verletzung des dorsalen Beckenringes vor und 5 gaben zusätzlich urogenitale Spätfolgen an.

Als „Outcome“ Becken wurde das radiologische und klinische Ergebnis zusammengefaßt. Sehr gute Ergebnisse fanden sich in 46,4% der A- Verletzungen, 35% der B-Verletzungen, 21% der C-Verletzungen und 11% der Komplextraumen. Schlechte Bewertungen wurden nach A- und B- Verletzungen nicht beobachtet, jedoch in 7,7 % der

C- Verletzungen und nach 11,4 % der Komplextraumen. Bei den Patienten mit schlechtem Becken- Outcome waren 9 von 11 primär mehrfachverletzt. 3 Patienten hatten ein komplexes Beckentrauma erlitten. In 8 Fällen lag eine SI- Gelenksverletzung vor und einmal eine Sakrumfraktur. Bei 8 Patienten fanden sich mittelgradige und bei einem starke Schmerzen, 8 mal neurologische und 4 mal urogenitale Verletzungen. Alle Patienten wiesen ein schlechtes radiologisches Ergebnis mit einer posterioren Fehlstellung > 5 mm auf.

Bei Patienten mit schlechtem radiologischen Score bestanden häufiger Verletzungen des SI- Gelenkes als Sakrumfrakturen. In dieser Gruppe fand sich bei einer geringeren Rate operativer Stabilisierungen ein deutlich höherer Anteil ausschließlich ventraler Versorgungen.

Von 26 Patienten mit klinisch schlechtem Ergebnis waren 21 primär mehrfachverletzt. Ein Drittel der Patienten hatte ein komplexes Beckentrauma erlitten, 60 % SI- Gelenksverletzungen und 30 % Sakrumfrakturen. Als Ursache für das schlechte Ergebnis lagen in 38 % starke Schmerzen, 73 % neurologische und 58 % urogenitale Spätfolgen vor.

Zusammenhang zwischen Osteosyntheselokalisation und radiologischem Ergebnis: Die Analyse zeigte für isolierte Becken- C- Verletzungen, daß mittelgradig bis schlechte Ergebnisse wesentlich häufiger nach ausschließlich ventraler Fixation vorlagen, und bei Patienten mit gutem radiologischen Ergebnis die kombinierte ventrale und dorsale Beckenfixation dominierte. Nicht operativ behandelte Patienten mit Becken C-Verletzung wiesen eher schlechtere Langzeitresultate auf. Der Vergleich des Outcome zwischen operativ und nicht operativ behandelten Becken- C- Verletzungen ergab jedoch eine annähernd gleichmäßige Verteilung innerhalb der Therapiegruppen.

Basierend auf den erhobenen Daten erfolgte die Definition von verletzungsbezogenen operativen Standardverfahren (Tab. 3). So ist die Plattenosteosynthese das geeignete Verfahren für Symphysenrupturen, der Fixateur externe bei Verletzungen der transpubischen Region (alternativ transpubische Schrauben). Iliumfrakturen werden mittels Plattenosteosynthese, teilweise in Verbindung mit zusätzlichen Zugschrauben, versorgt, SI- Gelenksverletzungen im wesentlichen durch ventrale Plattenosteosynthese und nur selten durch transiliosacrale Verschraubung. Am Sakrum ließ sich aus den Daten der DGU Multizenter- Studie noch kein wesentlicher Trend zu einem Verfahren feststellen.

Tabelle 3: Operative Standardverfahren in der DGU Multizenter Studie:

Verletzung / Region	operatives Standardverfahren
Symphysenrupturen	Plattenosteosynthese (alternativ externe Fixation)
transpubische Region	Fixateur externe (alternativ transpubische Schrauben)
Iliumfrakturen	Plattenosteosynthese, teilweise mit zusätzlichen Zugschrauben
SI- Gelenksverletzungen	ventrale Plattenosteosynthese
Sakrum	noch kein wesentlicher Trend

5.4 Eigene klinische Erfahrungen

Um das eigene Therapiekonzept bei instabilen Beckenringfrakturen (Typ B und C) zu evaluieren, wurde eine prospektive klinische Studie durchgeführt mit Einschluß der Beckenverletzungen zwischen August 1992 und Dezember 1996. Durchschnittlich zwei Jahre nach Trauma fand eine klinische und radiologische Nachuntersuchung statt, die nach einem eigenen stringenten Score System ausgewertet wurde.

5.4.1 Therapiekonzept

Instabile Beckenringverletzungen sind häufig Bestandteil eines Polytraumas. Bei kompletter Zerreißung des dorsalen Beckenrings kann durch Blutungen aus eingerissenen Venenplexus und spongiösen Frakturflächen eine Massenblutung mit hämodynamischer Instabilität resultieren. Die Behandlung erfolgt deshalb im Rahmen des Polytraumamanagements.

In der Akutphase wird eine frühzeitige Stabilisierung des Beckens angestrebt mit dem Ziel einer Reduktion des intrapelvinen Volumens, um Blutungen aus den venösen Plexus und den Frakturflächen zu reduzieren bzw. zu stoppen. Über die Stabilisierung des Beckens wird so eine Stabilisierung des Gesamtzustandes erreicht. Verfahren zur Primärstabilisierung des Beckens :

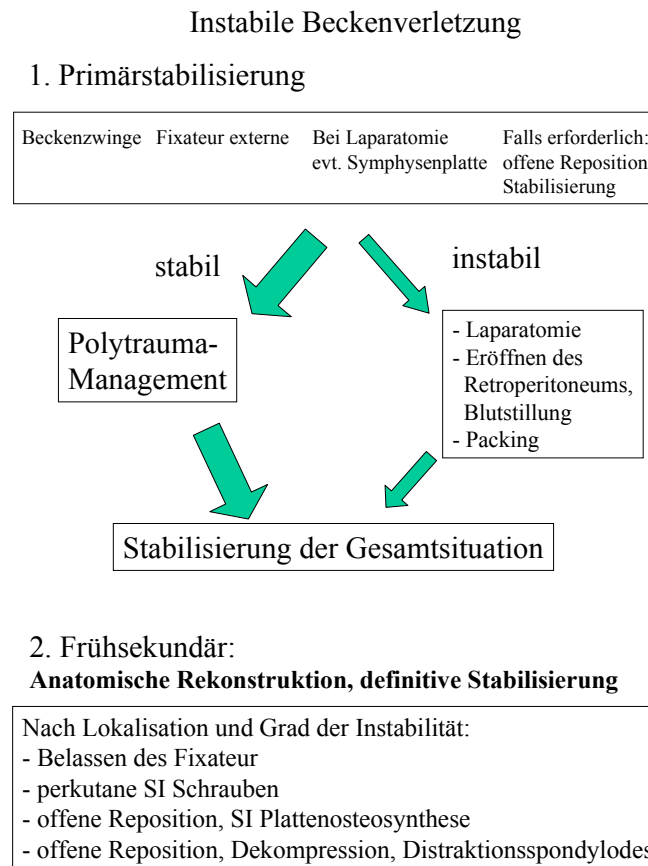
- Die Beckenzwinde ist eine reine Notfallmaßnahme zur Primärstabilisierung instabiler Beckenringverletzungen bei drohender oder vorliegender hämodynamischer Instabilität.
- Der supraacetabuläre Fixateur externe dient zur Primärstabilisierung instabiler Beckenringverletzungen und zur Ausbehandlung horizontal instabiler B- Verletzungen.
- Bei notfallmäßiger Laparatomie kann am Ende die Symphyse verplattet werden, zumeist mit einer 2-Loch Platte.

Ist durch die frühzeitige Stabilisierung des Beckens eine Verbesserung der hämodynamischen Situation erreicht, kann das Polytrauma Management Protokoll fortgesetzt werden. Besteht weiterhin eine hämodynamisch instabile Situation und ist eine andere Ursache als das Becken als Blutungsquelle ausgeschlossen, besteht die Indikation zur Laparatomie und Eröffnung des Retroperitoneums zur Blutstillung bzw. Tamponade.

Nach Stabilisierung des Allgemeinzustandes des Verletzten erfolgt die anatomische Rekonstruktion des Beckens meist als frühsekundäre Maßnahme. Je nach Lokalisation und Ausmaß der Instabilität wird das geeignete Osteosyntheseverfahren gewählt:

- Plattenosteosynthesen des vorderen Beckenringes vorrangig bei Symphysenrupturen
- Ventrale Plattenosteosynthesen der SI- Fuge sind bei SI Sprengungen und transiliacalen Luxationsfrakturen indiziert.
- Perkutane Verschraubungen der SI-Fuge werden bei reponierten SI Sprengungen durchgeführt. Bei nicht oder nur wenig dislozierten Sakrumfrakturen werden sie als Stellschrauben eingebracht. Additiv werden sie zur Sicherung anderer Stabilisierungsverfahren wie der Distractionsspondylodese nach erfolgter offener Reposition eingesetzt.
- Die Distractionsspondylodese ist indiziert bei hochgradig instabilen Sakrumtrümmerfrakturen, bei denen zunächst die offene Reposition und Enttrümmerung erfolgt und für andere Implantate die Verankerungsmöglichkeiten im Os sacrum nicht ausreichen.

Alle genannten Versorgungen werden individuell an die erlittene Verletzung angepaßt und können miteinander kombiniert werden.

Abbildung 27: Algorithmus zur Behandlung instabiler Beckenverletzungen

5.4.2 Auswertung

Allgemeine Daten

Folgende allgemeine Parameter wurden ausgewertet:

- Unfallursache, Verletzungsmechanismus und Einlieferungsart
- Demographische Daten wie Geschlecht, Alter zum Zeitpunkt der Verletzung
- Verletzungsmuster mit Bewertung der Begleitverletzungen und Berechnung des Hannover Polytrauma Score (PTS, siehe Anhang).

Klassifikation, Therapie, Komplikationen

Die Beckenringverletzungen wurden entsprechend der AO Klassifikation klassifiziert. Die angewendeten Therapieverfahren wurden unter Berücksichtigung der Art der dorsalen Instabilität analysiert und in Korrelation zum radiologischen und klinischen Ergebnis gesetzt. Komplikationen, Letalität und Todesursache wurden erfasst.

Klinische und Radiologische Nachuntersuchung

Die Nachuntersuchung erfolgte entsprechend der von der Beckengruppe der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie (DGU) sowie der AO- International erarbeiteten Kriterien. Röntgenaufnahmen in Beckenübersicht, Inlet und Outlet wurden angefertigt.

Scores

Zur Auswertung der gewonnenen Daten wurde ein Punktesystem entwickelt (siehe Anhang), das auf bewährten Scoringssystemen wie dem Hip- Score von Merle d'Aubigné, der Pelvic Outcome Scale von Cole, dem Harris- Hip- Score sowie dem Scoring- System von Bürk beruht [14, 16,]. Es wurden zunächst Einzelscores erstellt für Neurologie, Radiologie, Schmerzen, Mobilität und Gehfähigkeit. Dann wurde ein Gruppensystem erstellt. Die Gruppe wird über eine Formel aus der Summe der in den einzelnen Scores

erreichten Punktzahl gebildet. Ein ausgezeichnetes Ergebnis entspricht Gruppe 6, sehr gute bzw. gute Ergebnisse den Gruppen 5 und 4.

Datenverarbeitung

Die Daten aller Patienten mit Beckenverletzungen wurden in ein spezielles Datenbankprogramm Microsoft Access eingegeben. Die Auswertung erfolgte in Microsoft Excel.

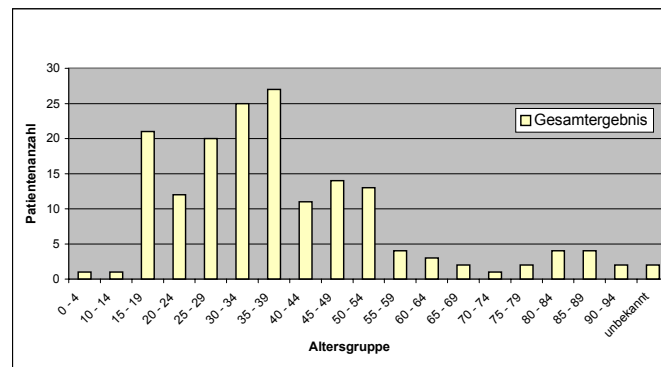
5.4.3 Ergebnisse

5.4.3.1 Allgemeine Daten

Von August 1992 bis Dezember 1996 wurden 169 Patienten (70 Frauen, 99 Männer) mit Beckenringverletzungen stationär behandelt. Die Patienten mit Acetabulumfrakturen wurden im Rahmen gesonderter Studien untersucht [47,120].

Der Schwerpunkt dieser Studie lag bei den 140 Patienten mit instabiler Beckenringverletzung vom Typ B oder C nach AO- Klassifikation. Das Durchschnittsalter lag zum Unfallzeitpunkt bei 38 Jahren. 103 Patienten wurden primär aufgenommen, 37 Patienten (26,4%) wurden nach Primärversorgung in einer anderen Klinik zuverlegt.

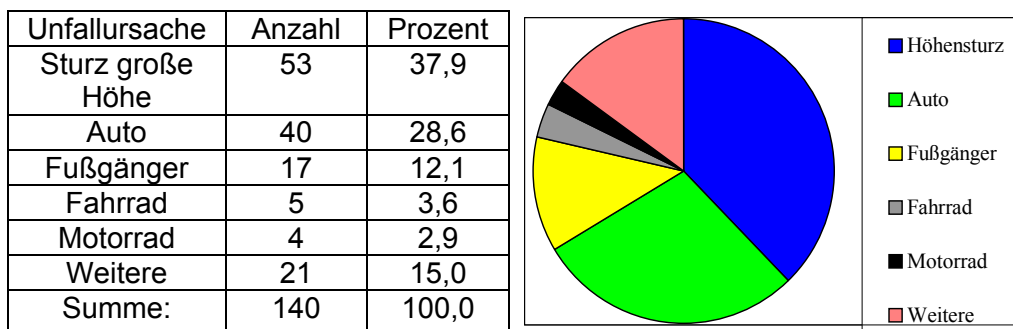
Abbildung 28: Altersverteilung der Patienten mit B- und C- Verletzungen (n= 140)



Unfallursachen

Die Unfallursachen wurden unterteilt in Sturz aus großer Höhe, Autounfall, angefahrene Fußgänger, verunfallte Fahrradfahrer und Motorradfahrer. Häufigste Unfallursache war Sturz aus großer Höhe bei über 1/3 aller Patienten. Über 28% der Patienten hatten Autounfälle erlitten.

Abbildung 29: Unfallursachen in Prozent



Begleitverletzungen

Zu den Begleitverletzungen zählte in 94 Fällen ein Schädel- Hirn- Trauma, 36 mal kombiniert mit Mittelgesichtsfrakturen. 78 Patienten hatten Verletzungen des Thorax erlitten. Verletzungen des urogenitalen Systems lagen in 15 Fällen vor. Bei 44 Patienten wurden primär neurologische Ausfälle diagnostiziert. In jeweils 22 Fällen waren Milz oder

Leber verletzt, Darm bzw. Rektum waren 5 mal mitbetroffen. Notfallmäßig mußten 45 Patienten (32,1%) laparotomiert werden (10 B-, 35 C- Verletzungen), wobei in 22 Fällen auch das Retroperitoneum eröffnet wurde. 57 Patienten erlitten Frakturen der Wirbelsäule. Im untersuchten Patientengut waren 27 Patienten mit einseitigen, überwiegend ipsilateralen, und 4 mit beidseitigen Femurfrakturen. 76 mal lagen weitere Frakturen der unteren Extremität vor. 66 mal mußten Frakturen der oberen Extremität verzeichnet werden.

Der durchschnittliche PTS (Polytrauma- Score) der Patienten dieser Studie lag bei 30,3 Punkten, dies entspricht PTS- Gruppe 3. Der durchschnittliche PTS nach Becken- B- Verletzungen betrug 26,3 Punkten. Nach Becken- C- Verletzungen lag der durchschnittliche PTS Punktwert bei 36.

Tabelle 4: Durchschnitt der PTS- Punkte und PTS Gruppen bei B- und C- Verletzungen

PTS	B1	B2	B3	Ø B	C1	C2	C3	Ø C
Ø Punkte	20,1	27,3	27,3	26,3	36,0	37,6	36,6	36,0
Ø Gruppe	2,0	2,3	2,3	2,3	2,6	2,8	2,8	2,7

5.4.3.2 Klassifikation der Beckenverletzungen

Bei allen Patienten wurden konventionell Röntgen Beckenübersicht, Inlet und Outlet angefertigt. Zur genauen Erfassung der dorsalen Instabilität wurde ein Spiral- CT in 2 mm Schichtdicke durchgeführt, in ausgewählten Fällen mit zusätzlicher 3D- Rekonstruktion.

Von den 140 Patienten hatten 59 eine Becken- B- Verletzung erlitten, davon 9 eine B1-, 43 eine B2- und 7 eine B3- Verletzung. Eine Becken- C- Verletzung wurde 81 mal diagnostiziert. Dazu gehörten 46 C1- , 19 C2- und 16 C3- Verletzungen (Tab. 5).

Tabelle 5: Klassifikation der Becken- B- und C- Verletzungen (n=140)

AO- Unterklassifikation	AO- Klassifikation						Summe
	B1	B2	B3	C1	C2	C3	
.1	5	35	2	7	1	3	
.2	4	7	0	17	6	5	
.3	0	1	5	22	12	8	
n	9	43	7	46	19	16	140

Lokalisation der Verletzung im ventralen Beckenring: 38 mal lag eine Symphysenruptur vor sowie 77 einseitige und 49 beidseitige Frakturen der Schambeinäste. Von 18 Ilium-Frakturen waren fünf isolierte Verletzungen. 31 der in dieser Studie untersuchten Patienten hatten einseitige und 3 beidseitige Acetabulumfrakturen erlitten.

Dorsale Instabilität: Von den 140 Patienten bestand die dorsale Instabilität bei 10 Patienten in einer Iliumfraktur (7,1%), bei 39 Patienten in einer SI- Fugen- Verletzung (27,9%) und bei 85 Patienten in einer Sakrumfraktur (60,7%). Eine Kombination aus SI- Fugen- Verletzung auf einer und Sakrumverletzung auf der anderen Seite lag bei 6 Patienten (4,3%) vor. Bei den 39 C- Verletzungen mit einseitiger Sakrumfraktur und 20 mit beidseitigen Sakrumfrakturen handelte es sich um 48 transforaminale, 4 laterale und 1 mediale Sakrumfraktur als Ursache der Instabilität. 6 Sakrumfrakturen waren nicht weiter klassifizierbar.

Tabelle 6: Lokalisation der dorsalen Instabilität bei 140 B- und C- Verletzungen

Dorsale Instabilität	AO- Klassifikation						Summe
	B1	B2	B3	C1	C2	C3	
Iliumfraktur		1		7	2		10
SI- Fugen- Verletzung	5	7	3	17	4	3	39
Sakrumfraktur	4	35	4	22	12	8	85
SI- Fugen- und Sakrumverletzung					1	5	6
Summe	9	43	7	46	19	16	140

5.4.3.3 Therapie

33 der 59 Becken- B- Verletzungen (55,9%) wurden operativ behandelt. 68 der 81 C- Verletzungen (83,9%) wurden intern oder extern stabilisiert. Die Verweildauer der externen Fixation betrug im Schnitt 23,6 Tage. Interne Stabilisierungen wurden durchschnittlich nach 8 Tagen durchgeführt.

5.4.3.3.1 Notfallstabilisierung

Becken- B- Verletzungen: Bei 22 der 59 Patienten mit Becken- B-Verletzung (37,3%) erfolgte die Primärstabilisierung mit Supraacetabulärem Fixateur, in fünf Fällen primär die Verplattung der Symphyse, einmal die SI-Verschraubung. 31-mal (52,5%) war die Primärtherapie konservativ. In 16 Fällen waren dies zuverlegte Patienten. In den anderen Fällen wurde wegen nur geringer Dislokation oder aufgrund der im Vordergrund stehenden Begleitverletzungen initial konservativ behandelt. Ein Patient verstarb in der Primärphase.

Becken- C- Verletzungen: Die Primärstabilisierung erfolgte in 15 Fällen (18,5%) mit der Beckenzwinge, davon fünfmal mit zusätzlichem Fixateur. In 46 Fällen wurde nur der supraacetabuläre Fixateur angelegt (57%). Interne Osteosynthesen wurden primär viermal durchgeführt, jeweils durch den Fixateur ergänzt. 14 Patienten (17%) wurden primär konservativ behandelt (11 zuverlegte Patienten, drei Patienten aufgrund der Begleitverletzungen).

Zwei Patienten verstarben in der Reanimationsphase.

5.4.3.3.2 Verletzungsspezifische Behandlung

Becken B-Verletzungen: Die definitive Therapie bestand bei 9 Patienten (15,5%) in internen Stabilisierungen, in 24 Fällen (41,4%) wurde mit dem Fixateur ausbehandelt. Die konservative Therapie wurde in 25 Fällen (43,1%) beibehalten wegen nur geringer Dislokation (19 Fälle) oder schwerstem SHT bzw. Thoraxtrauma. 14 der konservativ behandelten B-Verletzungen waren Zuverlegungen. Ein Patient verstarb vor Therapieende.

Becken C-Verletzungen: Die definitive Stabilisierung des dorsalen Beckenrings bestand in 25 Fällen in internen Osteosynthesen (31,6%). 37 Patienten (46%) wurden mit dem Fixateur ausbehandelt, fünf mit der Beckenzwinge. Konservativ wurden 5 Patienten behandelt. Hierbei handelte es sich in vier Fällen um Sekundärverlegungen mit schwerem SHT und einmal um eine C3 Verletzung mit ebenfalls schwerem SHT ohne OP-Fähigkeit. 9 Patienten verstarben.

B1- Verletzung (open book)

SI- Fugen- Verletzung (AO B1.1, n=5):

Die definitive Stabilisierung bestand in allen fünf Fällen in der Verplattung der Symphyse.

Sakrumfraktur (AO B1.2, n=4):

Bei den 4 vorliegenden Symphysensprengungen mit ventraler Sakrumfraktur wurde 2 mal

bei nur geringer Dislokation und erheblichen Begleitverletzungen konservativ behandelt, ein Patient verstarb noch in der Reanimationsphase und ein Patient wurde mit dem Fixateur ausbehandelt.

B2- Verletzung (Laterale Kompression)

Sakrumfraktur (AO B2.1, n=35):

Von den 35 Patienten mit Sakrumfraktur bei B2- Verletzung erhielten 16 Patienten initial einen Fixateur externe, mit dem sie auch ausbehandelt wurden. 18 Patienten wurden bei nur minimaler anteriorer Sakrumkompression konservativ behandelt, 12 davon nach Zuverlegung aus einer anderen Klinik. Ein Patient erhielt eine Plattenosteosynthese des ventralen Beckenrings.

SI- Fugen- Verletzung (AO B2.2, n=7):

Von 7 Patienten mit ventraler SI- Fugen- Verletzung wurden fünf mit dem supraacetabulären Fixateur behandelt. Zwei Patienten wurden nach Zuverlegung wegen der Begleitverletzungen bei geringer Dislokation konservativ weiterbehandelt.

Iliumfraktur (AO B2.3, n=1):

Die einzige Iliumfraktur dieser Gruppe wurde konservativ behandelt.

B3- Verletzung

SI- Fugen- Verletzung (1x AO B3.1, 2x AO B3.3, n=3):

Zwei Patienten mit Symphysenruptur und beidseitiger ventraler SI- Fugen Sprengung erhielten jeweils eine Plattenosteosynthese der Symphyse. Ein Patient mit beidseitiger SI- Fugenverletzung wurde mit einem supraacetabulären Fixateur externe ausbehandelt.

Sakrumfraktur (1x AO B3.1, 3x AO B3.3, n=4):

Von den 4 Patienten mit beidseitiger Sakrumfraktur erhielt ein Patient initial einen Fixateur externe und ein Patient initial eine Symphysen- Verplattung sowie die Schrauben-Osteosynthese eines Schambeinastes. Die anderen zwei Patienten wurden bei schwerem SHT bzw. Thoraxtrauma und geringer Dislokation konservativ behandelt.

C1- Verletzung

Transiliakale Instabilität (AO C1.1, n=7):

In vier Fällen erfolgte die Ausbehandlung mit dem Fixateur, dreimal die definitive Stabilisierung mit einer Plattenosteosynthese des Iliums.

Sakroiliakale Instabilität (AO C1.2, n=17):

17 Patienten hatten eine komplette SI- Fugen Sprengung erlitten. Drei Polytraumatisierte verstarben, zwei in der Reanimationsphase, einer nach initialer Anlage der Beckenzwinge.

Die definitive Stabilisierung des hinteren Beckenrings erfolgte bei 6 Patienten mittels perkutaner SI-Verschraubung, in zwei Fällen mit der SI Verplattung und in sechs Fällen durch den Fixateur.

Der ventrale Beckenring wurde in 6 Fällen mit einer Symphysenplatte stabilisiert, zweimal mit Verschraubungen. Der Fixateur wurde jeweils supportiv belassen für mindestens 3 Wochen.

Transsakrale Instabilität (AO C1.3, n=22):

Bei 22 Patienten bestand die C1-Instabilität in einer Sakrumfraktur. Zwei Patienten verstarben im Verlauf. Bei den übrigen 20 Patienten wurde als definitive Therapie 7-mal eine SI Verschraubung durchgeführt, einmal eine lokale Plattenosteosynthese des Sakrums und viermal eine Distractionsspondylodese. In acht Fällen wurde mit dem Fixateur ausbehandelt.

C2- Verletzung

Iliumfraktur (AO C2.1, n=1):

Bei dem einen Patienten mit transiliakaler Instabilität erfolgte eine Plattenosteosynthese.

SI- Fugen Verletzung (AO C2.2, n=6):

Von den sechs Patienten dieser Gruppe wurden zwei initial mit Beckenzwinge und

Supraacetabulärem Fixateur externe behandelt. Beide erhielten frühsekundär eine SI-Verschraubung, einer von ihnen zusätzlich noch eine Plattenosteosynthese des hinteren Beckenringes. Ein Patient wurde mit einer Plattenosteosynthese des vorderen Beckenrings und Fixateur externe ausbehandelt. Die drei weiteren Patienten waren späte Sekundärverlegungen wegen ARDS bzw. schwerem SHT und wurden weiterhin konservativ behandelt.

Sakrumfrakturen (AO C2.3, n=12):

12 Patienten mit C2- Verletzung hatten eine vertikal instabile Sakrumfraktur erlitten. Zwei Patienten verstarben in den ersten Tagen infolge ihres schweren SHT. In drei Fällen erfolgte die definitive Stabilisierung des dorsalen Beckenrings durch eine SI Verschraubung, einmal durch eine Plattenosteosynthese, zweimal mittels Distractionsspondylodese, einmal durch Belassen der Beckenzwinge und dreimal über den Fixateur.

C3- Verletzung

Extrasakrale Instabilität beidseits (AO C3.1, n=3):

Von diesen drei Patienten wurde einer mit Fixateur externe behandelt. Zwei Patienten erhielten nach initialer Stabilisierung mit Fixateur externe frühsekundär eine SI-Verschraubung mit Verschraubung des Os ilium bzw. zusätzlicher Plattenosteosynthese des vorderen Beckenringes

Sakrumfraktur einseitig, extrasakrale Instabilität andere Seite (AO C3.2, n=5):

Von den 5 Patienten wurden zwei mit Fixateur externe ausbehandelt. Einer erhielt schon initial zusätzlich zum Fixateur eine SI- Verschraubung sowie eine Plattenosteosynthese des hinteren Beckenringes. Ein Patient wurde nach initialer Stabilisierung mittels Beckenzwinge konservativ weiterbehandelt. Ein Patient wurde nach später Zuverlegung weiter konservativ behandelt.

Sakrumfrakturen beidseits (AO C3.3, n=8):

Bei zwei der 8 Patienten erfolgte die initiale Stabilisierung mit der Beckenzwinge, wobei einer im weiteren Verlauf verstarb und der andere mit der Beckenzwinge ausbehandelt wurde. Ein weiterer Patient verstarb noch innerhalb der Reanimationsphase. Von 3 auswärts initial konservativ behandelten Patienten wurde einer konservativ und zwei mit Fixateur externe behandelt. Zwei initial mit Fixateur extern versorgte Patienten wurden einmal mit diesem ausbehandelt und einmal mit einer Distractionsspondylodese versorgt.

5.4.3.4 Letalität

Sieben Patienten mit Becken B- oder C- Verletzungen (einmal B1, 4-mal C1 und 2-mal C3) verstarben innerhalb der ersten 24 Stunden nach dem Unfall, davon drei noch vor Stabilisierung des Beckens (1x B1- und 2x C1- Verletzungen), zwei nach Fixateur Anlage und zwei Patienten nach Anlage der Beckenzwinge. Der durchschnittliche PTS lag bei 53 Punkten (30- 84 Punkte).

Fünf Patienten verstarben an den Folgen ihrer Verletzungen bzw. an den damit verbundenen Komplikationen im Rahmen des Krankenhausaufenthaltes (1 B1-, 2 B2- und 2 C2- Verletzungen). Die dorsale Instabilität bestand jeweils in einer Sakrumfraktur.

Damit muß der Tod von 12 der 140 Patienten (8%) mit Becken B- oder C- Verletzung als Folge des erlittenen Traumas verzeichnet werden. Ihr durchschnittlicher PTS- Wert lag bei 51,4 Punkten (29 bis 89), der PTS- Gruppen- Durchschnitt bei 3.

Zwei Patienten verstarben im weiteren Verlauf nach beendeter stationärer Therapie unfallunabhängig (zweimal B2- Verletzung).

5.4.3.5 Komplikationen

Von den 140 Patienten mit Becken B- oder C- Verletzungen traten bei 12 (8,6%) therapiebedingte Komplikationen in Verbindung mit der Beckenringverletzung auf. Da einige Patienten mehrere Komplikationen entwickelten, ist die Zahl der im folgenden aufgeführten Fälle höher.

SI- Schrauben Fehlplatzierung: In zwei Fällen kam es zur Fehlplatzierung einer von zwei

eingebrachten SI- Schrauben, die jeweils im postoperativen CT auffiel und daraufhin entfernt wurde. Bei keinem Patienten bestand implantatbedingt ein neurologisches Defizit. Implantat Lockerung: Eine SI- Schraube hatte sich bei einem Patienten mit Sakrumfraktur bei stabiler Distraktionsspondylodese gelockert und wurde revidiert. Bei zwei Patienten mit supraacetabulärem Fixateur externe traten Pinlockerungen auf, die in einem Fall zum Pinwechsel und im anderen Fall nach Plattenosteosynthese des vorderen Beckenringes zur Entfernung des Fixateurs führten.

Wundheilungsstörungen: Drei der acht Patienten mit Distraktionsspondylodese wiesen revisionsbedürftige Wundheilungsstörungen auf.

Zwei Patienten entwickelten Wundheilungsstörungen im Bereich der ehemaligen Pineintrittsstellen der Beckenzwinge. Einmal lag ein traumatisch bedingter Weichteildefekt über dem Os sacrum vor, der eine Schwenklappenplastik erforderlich machte.

Infektionen: In vier Fällen sind im Bereich der Beckenverletzung Infekte aufgetreten, drei davon erst nach Implantatentfernung. Im einen Fall handelte es sich um einen Patient, der im Rahmen seiner komplexen Beckenverletzung ein stumpfes Bauchtrauma mit Dünndarmlazeration erlitten hatte, die primär übernäht wurde. Nach Symphysen-Verplattung entwickelte sich ein retropubisches und -vesikales Hämatom, das sich infizierte. Einmal kam es nach Entfernung der Distraktionsspondylodese zu einem tiefen Infekt, zweimal nach Entfernung der Symphysenplatte.

Thrombo-Embolische Komplikationen: Eine tiefe Becken-/ Beinvenenthrombose trat nach C3- Verletzung auf und eine Thrombose der A. iliaca interna bei konservativ behandelter B2- Verletzung.

5.4.4 Nachuntersuchung

Vierzehn Patienten waren im Verlauf nach dem Unfall verstorben. Ein Patient mit schwerem SHT und Becken-B2-Verletzung leidet seit dem Unfall an einem apallischen Syndrom. Somit standen noch 125 der 140 Patienten für die Nachuntersuchung zur Verfügung. Von diesen 125 Patienten, die zum Teil mehrfach angeschrieben bzw. angerufen wurden, konnten 76 Patienten durchschnittlich 24 Monate nach dem Unfallereignis nachuntersucht werden (61%). Die anderen waren entweder mehrfach umgezogen und selbst durch das Einwohnermeldeamt nicht mehr aufzufinden, an einer Nachuntersuchung nicht interessiert, oder ausländische Arbeiter, die bereits zur Rehabilitation wieder in ihr Heimatland gereist waren. Zu den nachuntersuchten Patienten zählten 31 Patienten nach Becken B- und 45 nach Becken C- Verletzung (Tab. 7).

Tabelle 7: AO- Klassifikation der nachuntersuchten Patienten

	AO- Klassifikation						Summe
	B1	B2	B3	C1	C2	C3	
n	4	22	5	25	10	10	76

5.4.4.1 Ergebnis- Score bei Becken B- Verletzungen

In den einzelnen Nachuntersuchungskategorien haben jeweils mindestens 80% der Patienten die 5 Punkte und damit ein sehr gutes Ergebnis erreicht (Radiologie 80,6 % bis Mobilität 100%). In der Gesamtauswertung erreichten 32,3 Prozent die NU- Gruppe 5 und 6. 74,2 % der Patienten wiesen ein zumindest gutes Ergebnis auf nach Becken- B- Verletzung.

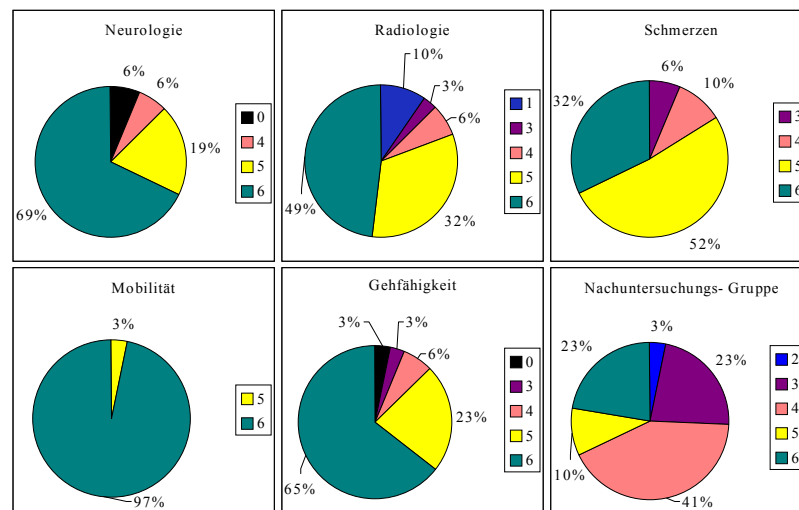
Tabelle 8: Score- Punkte der 31 nachuntersuchten Patienten mit Becken B-Verletzungen:

Punktzahl bzw. Gruppe	0	1	2	3	4	5	6	5&6 in %
Neurologie	2	0	0	0	2	6	21	87,1
Radiologie	0	3	0	1	2	10	15	80,6
Schmerzen	0	0	0	2	3	16	10	83,9
Mobilität	0	0	0	0	0	1	30	100,0
Gehfähigkeit	1	0	0	1	2	7	20	87,1
NU- Gruppe	0	0	1	7	13	3	7	32,3

In den Zeilen Neurologie bis Gehfähigkeit ist die Zahl der Patienten angegeben, die die in der 1. Zeile oben stehende Punktzahl erreicht haben. Die unterste Zeile gibt an, wie viele jeweils die Nachuntersuchungsgruppe 1 bis 6 erreicht haben. Die letzte Spalte zeigt den Prozentsatz Patienten, die 5 oder 6 Punkte in den Einzel- Kategorien bzw. NU- Gruppe 5 oder 6 erreicht haben.

6 = excellent, 5= sehr gut, 4 = gut, 3 = befriedigend, <3 = schlecht

Abbildung 30: Nachuntersuchungsergebnisse nach B- Verletzungen



Verteilung der Patienten mit der entsprechenden Punktzahl in den einzelnen Nachuntersuchungs-Kategorien (blau = 1 Punkt bis grün = 6 Punkte) nach Becken- B- Verletzungen sowie Verteilung der erreichten Nachuntersuchungsgruppen in Prozent

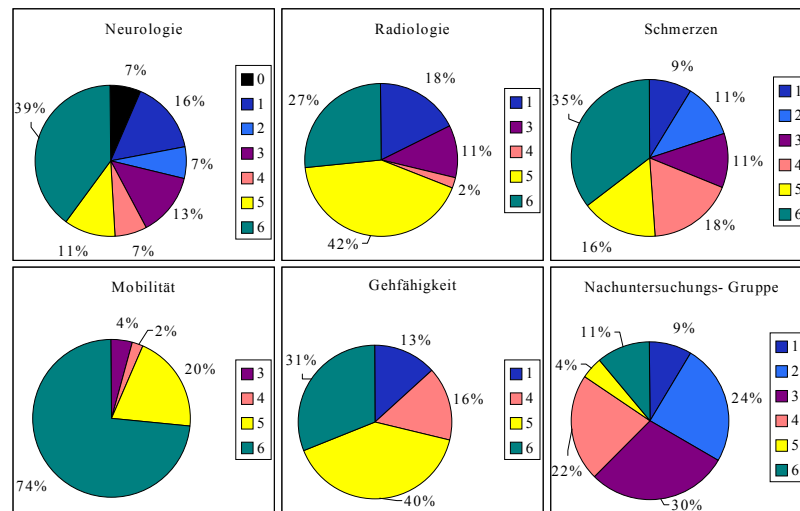
5.4.4.2 Ergebnis- Score bei Becken- C- Verletzungen

In den einzelnen Nachuntersuchungskategorien haben jeweils mindestens die Hälfte der bewerteten Patienten die 5 Punkte (sehr gut) erreicht (Neurologie und Schmerzen 51,1% bis Mobilität 93,3%). In der Gesamtauswertung erreichten 15,6 Prozent die NU- Gruppe 5 und 6, also ein sehr gutes Ergebnis. Mit den Patienten der Gruppe 4 (26 bis 28 von 30 Punkten) summiert konnten 37,8% ein zumindest gutes Ergebnis erreichen (Tabelle 9 sowie Abb. 30).

Tabelle 9: Score- Punkte der 45 nachuntersuchten Becken- C- Verletzungen:

Punktzahl bzw. Gruppe	0	1	2	3	4	5	6	5&6 in %
Neurologie	3	7	3	6	3	5	18	51,1
Radiologie	0	8	0	5	1	19	12	68,9
Schmerzen	0	4	5	5	8	7	16	51,1
Mobilität	0	0	0	2	1	9	33	93,3
Gehfähigkeit	0	6	0	0	7	18	14	71,1
NU- Gruppe	0	4	11	13	10	2	5	15,6

In den Zeilen Neurologie bis Gehfähigkeit ist die Zahl der Patienten angegeben, die die in der 1. Zeile oben stehende Punktzahl erreicht haben. Die unterste Zeile gibt an, wie viele jeweils die Nachuntersuchungsgruppe 1 bis 6 erreicht haben. Die letzte Spalte zeigt den Prozentsatz Patienten, welche 5 oder 6 Punkte in den Einzel- Kategorien bzw. NU- Gruppe 5 oder 6 erreicht haben.

Abbildung 31: Nachuntersuchungsergebnisse nach C- Verletzungen

Verteilung der Patienten mit der entsprechenden Punktzahl in den einzelnen Nachuntersuchungs-Kategorien (blau = 1 Punkt bis grün = 6 Punkte) nach Becken- C- Verletzungen sowie Verteilung der erreichten Nachuntersuchungsgruppe in Prozent

5.4.5 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser klinischen Studie wurden 140 Becken - B und -C-Verletzungen erfasst. Das Patientengut ist gekennzeichnet von einem deutlichen Überwiegen der C-Verletzungen mit 81 Fällen gegenüber 59 B-Verletzungen (C/B = 1,37/1). Dies und das hohe Ausmaß an Begleitverletzungen mit einem durchschnittlichen PTS von 30 Punkten ist Ausdruck der Einordnung der Klinik als Traumazentrum. Dennoch lag die Letalität mit jeweils 10% für Becken-B- und C-Verletzungen eher niedriger als in vergleichbaren Studien. In der DGU Multizenter Studie lag z.B. die Letalität für B-Verletzungen bei 12,7% und für C-Verletzungen bei 15,6% [90].

Entsprechend eines differenzierten Therapiekonzeptes erfolgte bei 28 der 59 Becken B-Verletzungen (47,5%) eine operative Primärstabilisierung, zumeist mit dem supraacetabulären Fixateur (22/59). Die definitive Therapie bestand bei 9 Patienten in internen Stabilisierungen (15,5%), in 24 Fällen im Fixateur externe (41,4%) und in 25

Fällen wurde konservativ ausbehandelt (43,1%). Bei der klinischen und radiologischen Nachuntersuchung durchschnittlich 24 Monate nach Trauma zeigten sich in allen Kategorien mehr als 80% gute und sehr gute Ergebnisse.

Bei den 81 Becken C-Verletzungen wurde in 74% der Fälle eine primäre operative Stabilisierung durchgeführt, in 15 Fällen mit der Beckenzwinge, 32-mal mit dem Fixateur externe und viermal als primäre interne Osteosynthese, jeweils ergänzt durch den Fixateur. Insgesamt bestand bei 84% der C-Verletzungen die definitive Therapie in einer operativen Stabilisierung. Entsprechend des Therapiekonzeptes erfolgte hierbei die interne Osteosynthese in 21 Fällen (26%) als frühsekundäres Verfahren nach Stabilisierung des Allgemeinzustandes. Nur 4 Patienten mit Becken-C-Verletzungen wurden konservativ behandelt, was zumeist in der verspäteten Zuverlegung begründet war.

An Komplikationen ist die hohe Rate an Wundheilungsstörungen nach Distraktionsspondylodese auffällig. Auch die Fehlplatzierungsrate der SI Schrauben mit 2 von 21 (10%) muß bedacht werden. In der Literatur sind Werte bis zu 20% angegeben [101, 102].

Im Rahmen der Nachuntersuchung zeigte sich nur bei knapp 38% der Patienten ein zumindest gutes funktionelles Resultat, obwohl in knapp 70% der Fälle ein radiologisch sehr gutes Ergebnis bestand. Als prognostisch ungünstig erwies sich vor allem die persistierende neurologische Symptomatik, die bei 51% der nachuntersuchten Patienten mit C-Verletzung vorlag und zumeist mit Schmerzen einherging.

5.5 Zusammenfassung und Problemstellung

5.5.1 Zusammenfassung

Instabile Beckenringverletzungen sind zumeist die Folge von Hochrasanztraumen, da es einer erheblichen Gewalteinwirkung bedarf, um eine Durchtrennung des dorsalen Beckenrings zu verursachen. Da die Beckenverletzung in zwei Drittel der Fälle Teil eines Polytraumas ist, erfolgt die Behandlung instabiler Beckenringverletzungen mit einem differenzierten Therapiekonzept innerhalb des Polytrauma Managements. In der Primärphase steht die Beckenstabilisierung im Vordergrund, um beckenbedingte Blutverluste zu reduzieren und den Allgemeinzustand des Verletzten zu stabilisieren. Hierfür werden der Fixateur externe oder die Beckenzwinge verwendet. Früh sekundär wird dann die definitive Stabilisierung des Beckenrings mit zumeist internen Osteosynthesen durchgeführt.

Bei rotatorisch instabilen Becken B-Verletzungen kann mit der adäquaten Behandlung in 80% der Fälle ein gutes radiologisches und klinisches Ergebnis erreicht werden [188]. Die Primärstabilisierung kann mit dem supraacetabulären Fixateur erfolgen. Im eigenen Vorgehen war dies in 37% der Fälle erforderlich, in der DGU Multizenter Studie nur in 6%. Als definitive Behandlung ist die Stabilisierung des vorderen Beckenrings ausreichend. Bei Symphysensprengungen (B1-Verletzungen) ist eine Plattenosteosynthese des vorderen Beckenrings indiziert. Laterale Kompressionsverletzungen (B2) können zumeist mit dem Fixateur externe ausbehandelt werden.

Vertikal instabile Beckenringverletzungen Typ C mit kompletter Durchtrennung des dorsalen Beckenrings erfordern eine Stabilisierung des vorderen und hinteren Beckenrings.

Die Primärstabilisierung erfolgt mit Fixateur externe, der Beckenzwinge oder primärer interner Osteosynthese. Der ventral applizierte Fixateur kann zwar auch bei Becken C-Verletzungen Lagerungsstabilität erreichen, jedoch keine Kompression auf den dorsalen Beckenring ausüben und somit keine Belastungsstabilität gewähren. Häufig wird der supraacetabuläre Fixateur eingesetzt mit einer Schanz-Schraube auf jeder Seite. Er ist einfach und schnell zu applizieren, hat in biomechanischen Untersuchungen aber seine Grenzlast schon bei etwa 50N. Versionen mit zwei Schanz-Schrauben je Seite wie der de Bastiani Fixateur können dies auf 70N steigern. Aufwendige Rahmenkonstruktionen wie der Pittsburgh triangular frame oder der Slätis Fixateur können die Stabilität bis zu einer Grenzlast von knapp 90N erhöhen, sind aber aufgrund der ausladenden Konstruktion mit einer erheblichen Beeinträchtigung des Patientenkomforts verbunden, ohne Belastungsstabilität zu bieten. Ähnliches gilt für den Egbers Fixateur, für den sogar eine Grenzlast von knapp 130N angegeben wird, dessen klinischer Einsatz aber durch die aufwendige Konstruktion ebenfalls eingeschränkt ist.

Von den externen Stabilisierungsverfahren bietet die Beckenzwinge durch die Kompression des dorsalen Beckenrings in biomechanischen Untersuchungen die beste Stabilität. Unerwünschte Nebeneffekte wie die mögliche Kompression von Nervenwurzeln bei Sakrumfrakturen, die Medialverschiebung eines Hemipelvis oder Gefäßverletzungen sowie Weichteilprobleme bei längerer Applikation haben jedoch dazu geführt, daß sie nur als reine Notfallmaßnahme eingesetzt wird.

Im eigenen Patientengut und in der DGU Multizenter Studie war bei knapp einem Drittel der Becken C-Verletzungen ein sekundärer Eingriff zur anatomischen Rekonstruktion und internen Stabilisierung des dorsalen Beckenrings notwendig. Aufwendige offene Rekonstruktionen und Stabilisierungen wie z.B. die Distractionsspondylodese sind hierbei nicht selten mit Wundheilungsstörungen verbunden. Perkutane Verfahren wie die perkutane sakroiliacale Schraubenosteosynthese wiederum haben das nicht unerhebliche Risiko der Fehlplatzierung mit möglicher Nervenläsion. Insgesamt kann mit internen

Stabilisierungen in bis zu 70% ein sehr gutes radiologisches Ergebnis erreicht werden [102], das funktionelle Resultat ist jedoch häufig durch persistierende Schmerzen und Neurologie beeinträchtigt. Bei ca. einem Drittel der Patienten mit Becken C-Verletzungen resultiert dies in einem schlechten klinischen Ergebnis. Diese Patienten sind häufig mehrfachverletzt oder haben ein komplexes Beckentrauma erlitten. Patienten mit SI Gelenksprengungen weisen häufiger ein schlechtes radiologisches und klinisches Ergebnis auf als mit Sakrumfrakturen. Nicht operativ behandelte oder nur ventral stabilisierte Patienten mit Becken C-Verletzung weisen ebenfalls häufiger ein schlechtes funktionelles Ergebnis auf.

Allgemein anerkannt ist bei Becken C-Verletzungen die anatomische Rekonstruktion des Beckenrings mit Stabilisierung des dorsalen und ventralen Beckenrings die Voraussetzung für gute klinische Ergebnisse. Bei primärer Nervenläsion sollte die offene Revision der Nervenwurzel erfolgen, um eine Remission zu ermöglichen.

5.5.2 Problemstellung

Bei der Primärstabilisierung von Becken C-Verletzungen wäre ein von ventral applizierbarer Fixateur externe wünschenswert, der einfach anzubringen ist und eine der Beckenzwingen vergleichbare Kompression auf den hinteren Beckenring ausüben kann. Dieser Fixateur sollte dann auch bei mehr Becken-C-Verletzungen zur definitiven Behandlung belassen werden können und so Sekundäroperationen vermeiden helfen.

Der häufig, und auch im eigenen Vorgehen, verwendete supraacetabuläre Fixateur bietet zwar gegenüber anderen Fixateur Versionen mit Schanz-Schrauben im Beckenkamm deutliche biomechanische Vorteile. Er kann jedoch keine Kompression auf den dorsalen Beckenring ausüben. So wurden in der eigenen klinischen Studie zwar 41% der B-Verletzungen mit dem Fixateur ausbehandelt, aber nur 30% der C-Verletzungen. Zumeist sind zusätzliche interne Stabilisierungen erfolgt und der Fixateur ist supportiv belassen worden.

Der Ansatz eines Fixateurs, der auch auf den dorsalen Beckenring Kompression ausüben kann, ist auch von anderen Arbeitsgruppen bereits verfolgt worden. Das Problem stellte jeweils die klinische Einsetzbarkeit der aufwendigen Montageformen dar. Der Slätis Fixateur z.B. hat sich aufgrund der ausladenden Rahmenkonstruktion und der instabileren Fixation der Schanz Schrauben im Beckenkamm nicht durchgesetzt [117]. Ähnliches gilt für andere Rahmen- und Dreieckskonstruktionen.

Eine neuere komplexe Montage mit Wirkung auf den dorsalen Beckenring stellt der Fixateur nach Egbers dar, der die Rahmenkonstruktion mit einer Dreieckskonstruktion ergänzt, um einen größeren Kompressionseffekt auf den dorsalen Beckenring zu erreichen [26]. Der klinische Einsatz ist jedoch durch die komplexe Montage ebenfalls eingeschränkt.

Die Beckenzwingen, die in der eigenen klinischen Studie in 15 Fällen zur Primärstabilisierung eingesetzt wurde, hat durch den dorsalen Ansatzpunkt der Pins eine gute Kompressionswirkung auf den dorsalen Beckenring [34, 43, 88, 114]. Da aber die Lagerungsmöglichkeiten und der Patientenkomfort erheblich eingeschränkt sind und zusätzlich nicht selten Weichteilprobleme im Bereich der Pinstellen auftreten, wurde die Beckenzwingen zumeist durch interne Stabilisierungen ersetzt.

Vor allem in Anbetracht der Komplikationen im Verlauf (Wundheilungsstörungen, Gefahr der Schraubenfehlplatzierung) wäre für die Primärstabilisierung ein von ventral applizierbarer Fixateur wünschenswert, der auf den dorsalen Beckenring eine ähnliche Kompression ausüben kann wie die Beckenzwingen.

6 Zielsetzung

Basierend auf dem supraacetabulären Fixateur sollte ein neuer Beckenfixateur entwickelt und biomechanisch getestet werden, der von ventral appliziert wird und dennoch auf den dorsalen Beckenring Kompression ausüben kann.

Es sollten zunächst unterschiedliche Versionen erstellt werden und biomechanisch sowie hinsichtlich der klinischen Anwendbarkeit gegeneinander getestet werden.

In einem nächsten Schritt sollte die favorisierte Version des neuen Fixateurs an unterschiedlichen Instabilitätsmodellen (SI-Gelenk Sprengung, Sakrumfraktur) biomechanisch gegen externe und interne Stabilisierungsverfahren verglichen werden. Um die Reproduzierbarkeit zu verbessern und statistische Auswertungen zu ermöglichen, sollten all diese Versuche an Kunststoffbecken stattfinden. Um die Übertragbarkeit auf den klinischen Alltag zu gewährleisten, sollte anschließend eine Versuchsserie an Humanpräparaten erfolgen. Hierbei sollte darauf geachtet werden, möglichst realistische Versuchsbedingungen zu erhalten, indem Muskel- und Weichteilmantel nicht entfernt werden, sondern am Gesamtpräparat getestet werden sollte.

Neben der Entwicklung und biomechanischen Testung eines neuen Beckenfixateurs sollte ein optisches Meßverfahren (Qualisys) evaluiert werden und ein Versuchsaufbau erarbeitet werden, der es ermöglicht, biomechanische Testungen des Beckens am Human-Gesamtpräparat durchzuführen.

Weiterhin sollten grundlegende Untersuchungen zur Entwicklung minimal invasiver Stabilisierungsmöglichkeiten des dorsalen Beckenrings erfolgen. Deshalb sollten die biomechanischen Eigenschaften einer neuen 4-Loch Platte zur Stabilisierung des SI-Gelenkes im Vergleich zum derzeitigen Standardverfahren, der Doppelplattenosteosynthese, evaluiert werden, um auf diese Weise einen Ansatz zur minimal invasiven Plattenosteosynthese des SI Gelenkes zu finden.

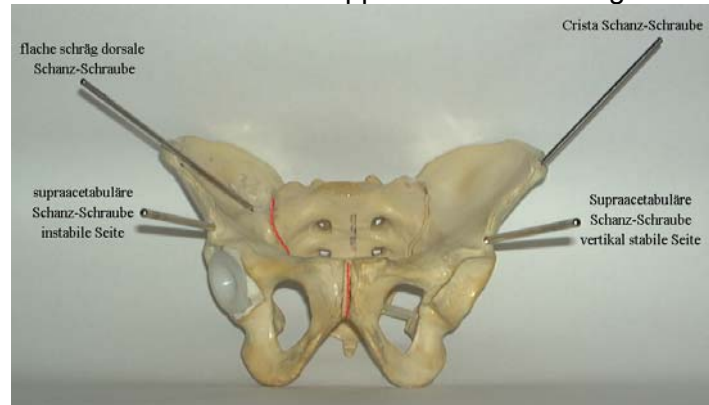
7 Entwicklung des neuen Fixateurs

Basis des neuen Fixateurs sollte der supraacetabuläre Fixateur sein. Um auf den hinteren Beckenring Kompression ausüben zu können, sollte mindestens eine zusätzliche Schanz-Schraube von ventral aus in den hinteren Beckenring nahe an das Sakroiliakal- Gelenk platziert werden.

Hierfür erwiesen sich zwei Applikationswege als realisierbar:

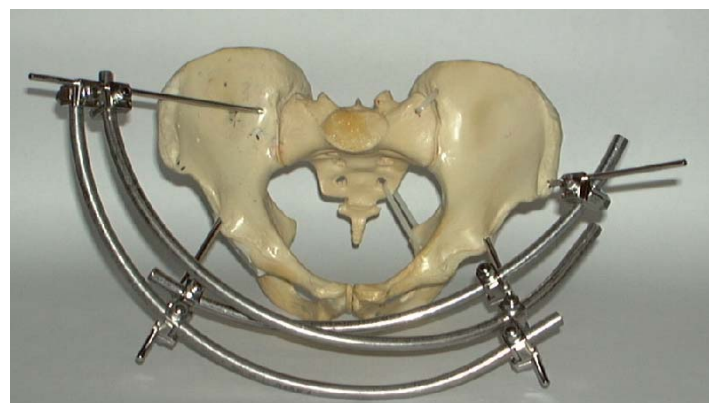
1. Flacher schräg dorsaler Pin (Abb.32): Nach Inzision direkt unterhalb der Spina iliaca anterior superior wird die Schanz-Schraube zwischen dem Musculus iliacus und dem Periost der Ala ossis ilii stumpf an der Beckenschaufel entlang eingebracht. Der Musculus iliacus wird dabei mit den in ihm eingebetteten Nerven und Gefäßen in den Bauchraum verdrängt und bietet somit einen Schutz vor Verletzungen. Der Eintrittspunkt in das dorsale Ilium wird so gewählt, daß die Längsachse der Schraube durch die Spina iliaca posterior superior verläuft. Dadurch liegt das Gewinde der Schanz-Schraube ca. 1,5 cm lateral der Sakroiliakal- Fuge und findet in dem breiten dorsalen Anteil des os ilium festen ossären Halt ohne die Gelenkfläche zu verletzen. Eine sichere Knochenverankerung ist auch bei leichten Abweichungen von der optimalen Position noch gewährleistet.

Abbildung 32: Schanz-Schraubenapplikation des Schräg dorsaler Fixateurs



2. Steiler schräg dorsaler Pin (Abb. 33): Die Inzision verläuft eine Fingerbreite oberhalb der Crista iliaca, zwischen ihrem vorderen und mittleren Drittel. Auch hier liegt die Schanz-Schraube unterhalb des Musculus iliacus. Der Knocheneintrittspunkt muß in der Sagittalebene so platziert sein, daß die Längsachse der Schraube durch die Spina iliaca posterior superior verläuft. Der Spielraum zur Positionierung ist sehr klein, da beachtet werden muß, daß die Schanz-Schraube weder die laterale Kortikalis der Beckenschaufel durchbricht, noch in den Bereich der kartilaginären Bestandteile der IS- Fuge hinein ragt.

Abbildung 33: Neuer Fixateur mit steiler schräg dorsaler Schanz-Schraube

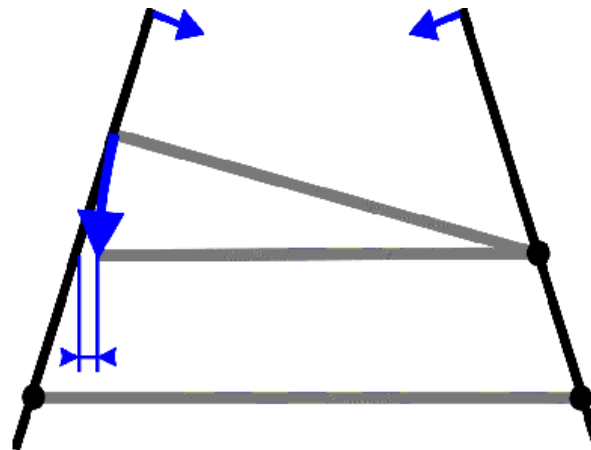


Von der üblichen Symmetrie der Verspannung wurde abgewichen. Auf der vertikal stabilen Seite des Beckens erwies sich die Fixation über die supraacetabulär eingebrachte kurze Schanz-Schraube stabiler, als über eine zusätzliche in der oben beschriebenen Art und Weise an der Beckenschaufel entlang verlaufende Schanz-Schraube. Die supraacetabuläre Schanz-Schraube erspart einen zusätzlichen Weichteilschaden und ermöglicht über die vertikal stabile hintere Beckenhälfte eine ebenso gute Kraftübertragung wie eine gleichartig der vertikal instabilen Seite eingebrachte Schanz-Schraube.

Verspannung

Für die Stabilisierung des vertikal instabilen hinteren Beckenringes ist es sinnvoll, den Anpreßdruck in der Verletzungszone zu steigern. Der erhöhte Anpreßdruck soll mit den supraacetabulären Schanz-Schrauben für den vorderen und mit der schräg dorsalen Schanz -Schraube für den hinteren Beckenring erreicht werden.

Abbildung 34: Montageprinzip zur Kompressionserhöhung



Die supraacetabulären Schanz-Schrauben (S) werden mit den Carbonstangen (C1 und C2) so in einem spitzen Winkel (W) montiert, daß sie den Beckenring komprimieren. Die Kompression (P) wird durch eine schrittweise Montage der Klemmbacken (K) mit funktioneller Verkürzung (V) der Stange C2 erreicht (siehe Text).

Die zu verspannenden Schanz-Schrauben (S in Abb. 34) müssen in einem spitzen Winkel (W in Abb. 34) zueinander stehen. Nachdem als erstes die körperferne Carbonstange (C1 in Abb. 34) zwischen beiden Schanz-Schrauben montiert und die Klemmbacken (K in Abb. 34) fest angezogen worden sind, wird die körpernahe Carbonstange (C2b in Abb. 34) parallel der körperfernen Carbonstange montiert. Dabei wird jedoch vorerst nur die erste Klemmbacke (K in der Abb. 34 auf der linken Seite von C2b) fest angezogen. Daraufhin wird die körpernahe Carbonstange einige wenige Grad zum Patienten hin um die festgezogene Klemmbacke verdreht (C2a in Abb. 34). Danach wird die zweite vorher schon lose aufgesetzte Klemmbacke in dieser Position auf der Carbonstange fest angezogen, ohne jedoch dabei die Schanz-Schraube zu fixieren (K in der Abb. 34 auf der rechten Seite von C2a). Im folgenden wird die nun schräg stehende körpernahe Carbonstange wieder in ihre Ausgangsposition parallel der körperfernen Carbonstange zurückgezogen (C2b in Abb. 34). Dabei gleitet die noch nicht auf der Schanz-Schraube fixierte Klemmbacke auf der Schanz-Schraube vom Patienten weg. Da jedoch durch die Fixation auf der körpernahen Carbonstange der Abstand der Klemmbacken der körpernahen Carbonstange fixiert wurde, wird die rechte Schanz-Schraube um den in der Abb. 34 unten mit einem kleinen blauen Maßpfeil markierten Weg (V in Abb. 34) an die linke Schanz-Schraube herangezogen (größter blauer Pfeil). Da die körperferne Carbonstange schon an beiden Enden fixiert ist, drehen sich die Schanz-Schrauben um

diese Fixpunkte aufeinander zu. Die Enden der Schanz-Schrauben werden aneinander angenähert bzw. pressen so den Beckenring zusammen (P in Abb. 34). Der Abstand V (in Abb. 34) definiert den eingebrachten Druck im hinteren Beckenring

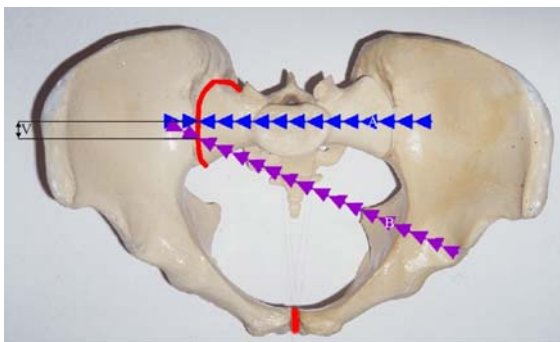
Je weiter die körpernahe Carbonstange zum Patienten gedreht wird, desto größer ist der resultierende Druck im Beckenring. Dabei ist darauf zu achten, daß die Carbonstange maximal so weit gedreht werden darf, daß zwischen körpernaher Carbonstange und der in der Abb. 34 rechten Schanz-Schraube ein rechter Winkel entsteht. Sonst kommt es nicht mehr zu einer weiteren Annäherung der Klemmbacken auf der körpernahen Carbonstange. Im Gegenteil, beide Klemmbacken entfernen sich wieder voneinander, wodurch kein Druck zwischen den Schanz-Schrauben aufgebaut werden kann.

Je nach Verletzungstyp und Patientensituation kann die schrägdorsale Schanz-Schraube nach dem selben Prinzip verspannt werden. Damit kann der hintere Beckenring mit vom Operateur frei zu wählender Kompressionskraft geschlossen werden. Im Versuchsaufbau waren alle Längenverhältnisse der Fixateurmontage (intraossärer Verlauf, Backenpositionen) eindeutig definiert und konstant. Zur Verspannung wurde die Carbonstange C2 (in Abb. 34) jeweils um 1,5 cm auf der Schanz-Schraube verschoben, um einheitliche Druckverhältnisse im dorsalen Beckenring zu erreichen.

Zur Veranschaulichung des Wirkprinzips des Fixateurs ist eine stark vereinfachte Darstellung der nicht linearen Kraftverläufe unter Vernachlässigung der beteiligten Muskulatur notwendig. Diese Wirklinien entsprechen der Summe der anliegenden Kräfte zwischen den beteiligten Schanz-Schrauben. Die Kräfte setzen sich u.a. aus Druck-, Zug- und Biegekomponenten zusammen. Die Biegekomponenten haben auf Grund der Eigenschaften aller beteiligten Materialien einen bedeutenden Anteil. Eingebrachte Kraft geht dadurch in elastische Energie verloren. Außerdem bewirken Scherkräfte einen Verlust an Kompression. Eine Minimierung dieses Effektes wird durch eine möglichst senkrecht zur Fraktur verlaufende Wirklinie erreicht.

Die Achse der optimalen Kraftübertragung verläuft zwischen den Eintrittspunkten der Schanz-Schrauben in den Knochen. Um eine maximale Stabilität in der Beckenverletzung zu erhalten, sollte diese Kraftachse außerdem direkt durch die instabile Verletzung des Beckenringes verlaufen. Daraus resultiert, daß idealerweise die Schanz-Schrauben beidseits der Verletzung platziert werden sollten (A in Abb. 35). Auf der vertikal instabilen Seite ist das mit der oben beschriebenen Schanz-Schrauben- Applikationen möglich. Wenn auf der stabilen Seite des hinteren Beckenringes die Schanz-Schraube nicht mehr direkt neben die Sakroiliakal-Fuge platziert wird, sondern eine supraacetabulär eingebrachte Schanz-Schraube dieses übernimmt, dreht sich die Kraftachse um einen spitzen Winkel nach ventral (B in Abb. 35). Durch die relativ große Entfernung zur Sakroiliakal-Verletzung und die Nähe der Schanz-Schraube auf der vertikal instabilen Seite verschiebt sich die Kraftachse auf Höhe der Beckenverletzung jedoch nur gering (V in Abb. 35).

Abbildung 35: Theoretische Überlegung zur asymmetrischen Applikation

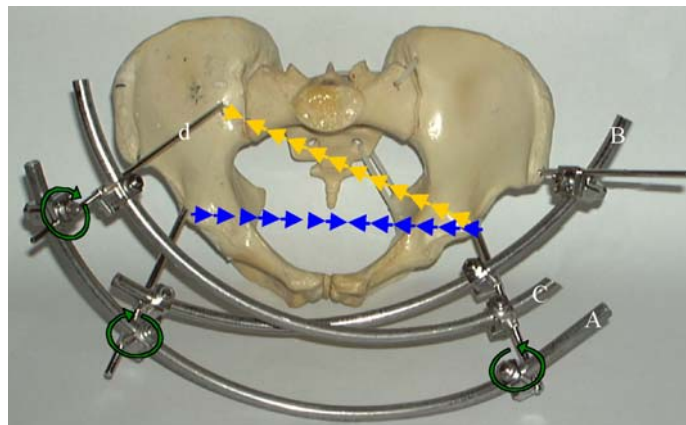


Verlagerung der optimalen Kraftachse (A) zwischen den Verankerungen der Schanz-Schrauben bei asymmetrischer Applikation (Resultierende Kraftachse B) um den kurzen Weg (V) zur Stabilisierung des instabilen SI Gelenkes

Der Ursprung der Wirklinien liegt im Bereich zwischen dem Eintrittspunkt der Schanz-Schraube in die Kortikalis und der Spitze der Schanz-Schraube in der Spongiosa des Beckenknochens. Auf Grund der hohen Festigkeit der Kortikalis liegt der eingezeichnete Ursprung in ihrer Nähe (sowohl in Abb.34 als auch in Abb. 35). Ein Verdrehen der Beckenhälfte um die supraacetabulär Schanz-Schraube auf der vertikal intakten Seite wird durch eine zusätzliche in die ventrale Crista iliaca eingebrachte Schanz-Schraube verhindert.

Um den vorderen Beckenring zu schließen, wurde eine zweite supraacetabuläre Schanz-Schraube auf der instabilen Seite gesetzt. Die supraacetabuläre Positionierung entspricht der des bereits bewährten supraacetabulären Fixateur externe. Bei dem Anspannen des Fixateurs wird ein Verwinden der Beckenhälften zueinander dadurch verhindert, daß die jeweils paarweise zueinander verspannten Schanz-Schrauben in einer gemeinsamen Ebene im Raum liegen (erstes Paar verbunden durch blaue Pfeillinie in Abb. 36 und zweites Paar durch gelbe Pfeillinie in Abb. 36). Für die Verspannung der Schanz-Schrauben wurden speziell drei gebogene Verbindungsstangen mit dem Radius 38cm angefertigt (Abb. 36).

Abbildung 36: Prinzip der Verspannung des Fixateurs



Eine Stange (A) bildet fix positionierte Drehpunkte (grüne Pfeile). Die zweite Stange (B) schließt den vorderen Beckenring (blaue Pfeillinie) durch Zusammenziehen der supraacetabulären Schanz-Schrauben um mittleren und rechten Drehpunkt. Sie verhindert eine Rotation der Beckenhälften zueinander. Die mittlere Stange (C) schwenkt die schräg dorsale Schanz-Schraube (d) um den linken Drehpunkt, so daß es zum Schluß des hinteren Beckenringes kommt (gelbe Pfeillinie).

Die körperferne Stange (A in Abb. 36) bildet fix positionierte Drehpunkte (grüne Pfeile in Abb. 36). Durch die zweite körpernahe Stange (B in Abb. 36) wird der vordere Beckenring geschlossen (blaue Pfeillinie in Abb. 36) und ein Verdrehen der Beckenhälften zueinander unterbunden. Die mittlere Stange (C in Abb. 36) schwenkt die schräg dorsale Schanz-Schraube um den von der körperfernen Stange festgelegten Drehpunkt, so daß es zum Schließen des hinteren Beckenringes kommt (gelbe Pfeillinie in Abb. 36).

8 Material und Methoden

Die Entwicklung und biomechanische Testung des neuen schräg dorsalen Fixateurs im Vergleich zu etablierten Stabilisierungsverfahren an unterschiedlichen Instabilitätsmodellen (SI Sprengung, Sakrumfraktur) erfolgte zunächst an Kunststoff-Beckenmodellen. Zur Validierung der Ergebnisse wurde dann eine begrenzte Serie an Humanpräparaten durchgeführt.

8.1 Testreihen an Kunststoffbecken

8.1.1 Testserien

1. In der ersten Versuchsreihe wurden die neuen Applikationsformen der Schanz-Schraube mit unterschiedlichen Fixateurkonstruktionen gegeneinander verglichen. An 6 Beckenmodellen mit Sakroiliakal-Sprengung wurden jeweils in randomisierter Reihenfolge getestet:

- a) dorsale SCHANZ-Schraube Applikationsform 1 / 5 gerade Stangen
- b) dorsale SCHANZ-Schraube Applikationsform 1 / 2 gerade und 3 gebogen Stangen
- c) dorsale SCHANZ-Schraube Applikationsform 1 / 3 gebogene Stangen
- d) dorsale SCHANZ-Schraube Applikationsform 2a (5 mm) / 3 gebogene Stangen
- e) dorsale SCHANZ-Schraube Applikationsform 2b (6 mm) / 3 gebogene Stangen

2. Im Rahmen der zweiten Testreihe wurde an sechs Kunststoffbecken mit dem Instabilitätsmodell der Sakroiliakal- Sprengung in randomisierter Reihenfolge verglichen:

- a) supraacetabulärer Fixateur externe alleine
- b) Beckenzwinge mit supraacetabulärem Fixateur
- c) Schräg dorsaler Fixateur ohne Vorspannung
- d) Schräg dorsaler Fixateurs mit Vorspannung

Bei dem schrägdorsalen Fixateur ohne Vorspannung wurde die Stange C2 (in Abb. 34) in der Ausgangsposition mit beiden Schanz-Schrauben verspannt, ohne sie zu verschieben.

3. In einer dritten Testreihe wurde am Instabilitätsmodell der transforaminalen Sakrumfraktur an sechs Beckenmodellen getestet:

- a) supraacetabulärer Fixateur externe alleine
- b) Beckenzwinge mit supraacetabulärem Fixateur
- c) Schräg dorsaler Fixateur ohne Vorspannung
- d) Schräg dorsaler Fixateur mit Vorspannung

4. In der vierten Versuchsreihe erfolgte der Vergleich mit internen Stabilisierungsverfahren. An acht Beckenmodellen mit dem Instabilitätsmodell der Sakroiliakal-Sprengung wurden getestet:

- a) Neue 4-Loch Platte zur Plattenosteosynthese SI Gelenk (Sawaguchi Platte)
- b) Plattenosteosynthese SI Gelenk(2 x DCP)
- c) SI- Schraubenosteosynthese (7.0mm kannülierte Spongiosaschraube in S1)
- d) Schräg dorsaler Fixateur

8.1.2 Versuchsaufbau

Alle biomechanischen Versuche an Kunststoff Beckenmodellen fanden im Biomechanik Labor der Unfallchirurgie Charité, Campus Virchow statt (Abb. 37).

Abbildung 37: Versuchsaufbau im Biomechaniklabor



8.1.2.1 Beckenmodelle

Zur Entwicklung und Testung des neuen Fixateurs wurden Kunststoffbecken (Fa. Synbone, Schweiz) verwendet (Abb. 38). Vor Versuchsbeginn wurden die Beckenmodelle vermessen, um die erwartete Homogenität und Reproduzierbarkeit zu überprüfen. Hierbei wurden folgende Parameter erfasst:

- Distantia cristarum
- Distantia spinarum
- Diameter spinarum post. sup.
- Diameter spinarum post. inf.
- Diameter transversa (Beckeneingangsebene)
- Conjugata anatomica
- Diameter transversa (Beckenausgangsebene)

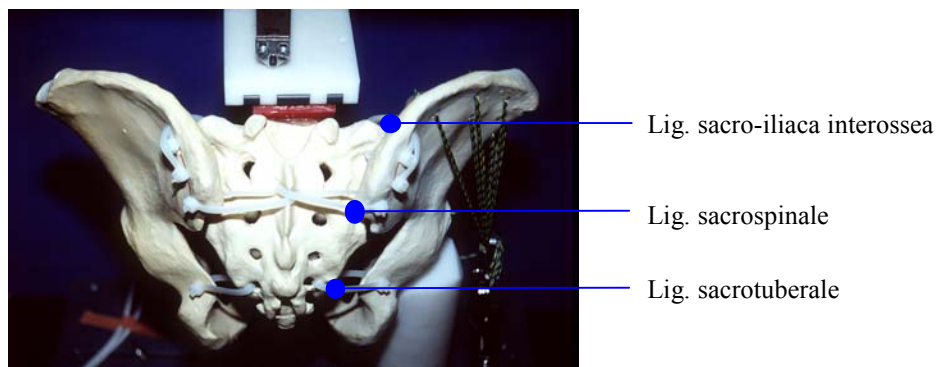
Abbildung 38: Kunststoff- Beckenmodell



Der fehlende Bandapparat am Kunststoffbecken wurde auf der dorsal stabilen Seite durch Kunststoffspanner simuliert (Lig. sacroiliacale dorsale mit Verstärkung der cranialen Anteile, lig. sacrospinale und lig. sacrotuberale). Der fünfte Lendenwirbelkörper wurde durch einen auf dem Sakrum fixierten PVC-Keil und ein Kunststoffscharnier simuliert (Abb. 39).

Die Beckenmodelle wurden vor jeder Testreihe mit 6 Hysterese- Zyklen bis jeweils 400N belastet und die Dislokation entlang der Sakroiliakal- Fuge der intakten Beckenmodelle erfaßt.

Abbildung 39: Kunststoff-Beckenmodell mit dorsaler Bändersimulation bds.



7.1.2.2 Testung im Einbeinstand

Es wurde ein Versuchsaufbau gewählt, der den Einbeinstand simuliert.

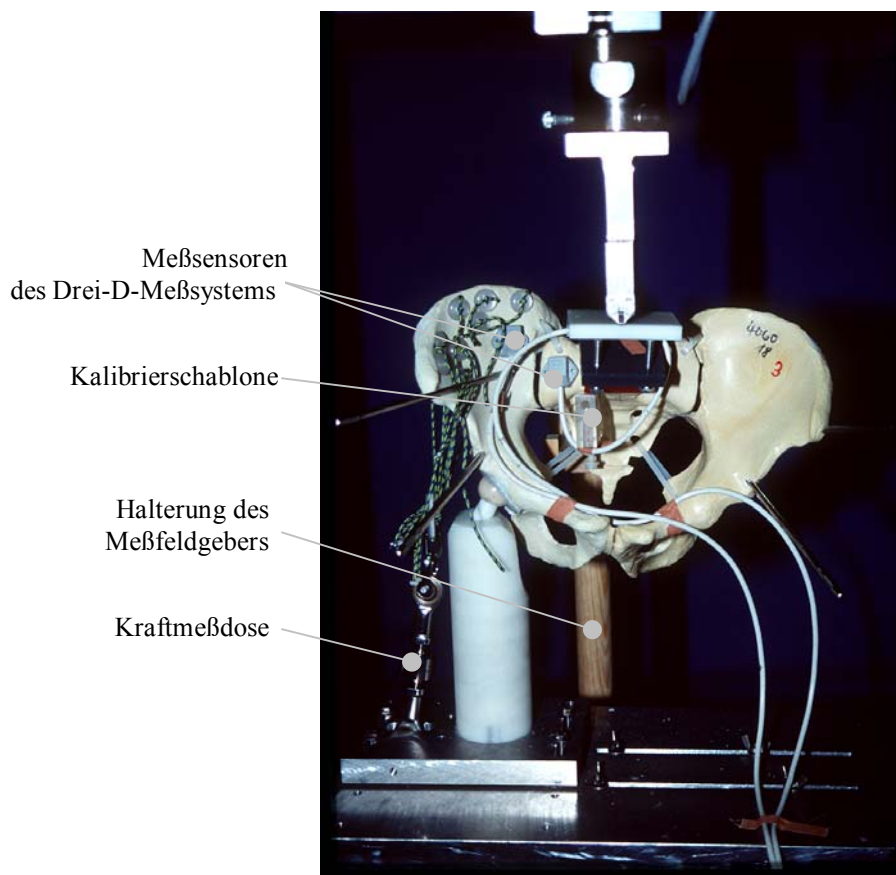
Abbildung 40: Schematische Darstellung des Einbeinstandmodells

Die Krafteinleitung erfolgt über den simulierten 5. Lendenwirbelkörper und wird weitergeleitet über die Hüftendoprothese, deren Schaft in Beacrylharz eingegossen ist. Die Mm. glutei, die für die Balance im Einbeinstand wichtig sind, sind mit verstellbaren Seilzügen simuliert.

Auf der rechten Beckenseite erfolgte die Kraftübertragung über eine Hüftendoprothese, deren Schaft in Beacrylharz eingegossen war. Die für den Einbeinstand wichtige Muskelgruppe der Mm. Gluteus medius und minimus wurde durch Seilzüge simuliert, die an acht mit Schablonen definierten Punkten am os ilium fixiert waren. Die Länge der Seilzüge konnte hierbei einzeln und gesamt so eingestellt werden, daß das Becken horizontal ausgerichtet werden konnte.

In der Frontalebene wurde das Becken in einer der physiologischen Position entsprechenden 40° Neigung nach caudal justiert. Dies entspricht einer Ausrichtung der beiden spinae iliacae anteriores superiores und des cranioventralen Anteils der Symphyse in einer senkrechten Ebene.

Abbildung 41: Einbeinstandmodell



Um eine Kontrolle über den Kräfteverlauf zu haben, war eine Kraftmeßdose in die simulierte Abduktorenmuskulatur integriert. Der Kräfteverlauf wurde durch einen Meßwertschreiber aufgezeichnet.

Die Stabilisierungsverfahren haben ein unterschiedliches Eigengewicht und würden das Becken im Einbeinstand aus dem Gleichgewicht bringen. Um diese Kräfte auszuschließen, wurde das jeweilige Gewicht des Fixateurs ausgeglichen.

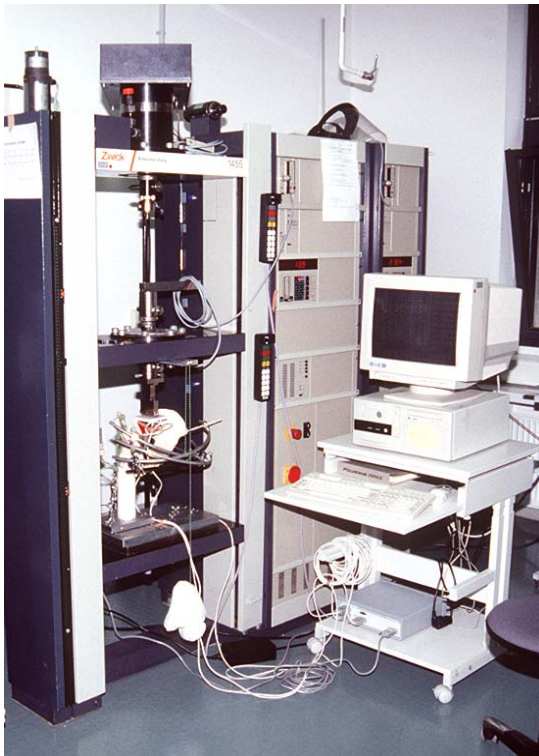
8.1.2.2 Materialprüfmaschine

Die Testung der Beckenmodelle mit den unterschiedlichen Fixateurmodellen erfolgte in

einer Materialprüfmaschine , die computergestützt gesteuert wurde (Abb. 42). Als Software war ein Programm für Hysterese-, Relaxations- und Retentionsprüfung der Firma Zwick, Version 5.40, im Einsatz. Parameter der Materialprüfmaschine:

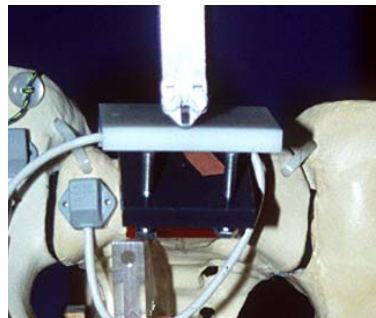
- Meßwertkurven- Zeitraster: 0,6s
- Testgeschwindigkeit: 30 mm/min
- Anzahl der Zyklen: 6
- Vorkraft: 10N
- Unterer Umkehrpunkt: 10N
- Oberer Umkehrpunkt: 100, 150, 200 . . .N

Abbildung 42: Materialprüfmaschine



Die Lasteinleitung erfolgte über eine Rolle mit sagittalem Achsenverlauf und eine auf dem Sakrum fixierte Kunststoffplatte (Abb. 43). Die Kraftableitung wurde mittels einer in das Acetabulum der verletzten Seite eingegossenen Totalendoprothese realisiert. Dieses Gelenk ist frei beweglich und der Schaft auf einem Justiertisch fixiert.

Abbildung 43: Lasteinleitung



Es wurden Versuchsreihen mit Hysterese- Zyklen bis 50N, 100N, 150N, 200N und falls möglich 300N, 400N mit jeweils drei Setz- und drei Meßzyklen erfaßt. Die Prüfgeschwindigkeit betrug 30 mm/min. Aus den in drei Dimensionen gewonnenen Meßdaten der Dislokation von Ilium und Sakrum wurde ein dreidimensionaler Vektor berechnet, der die Dislokation der Knochen zueinander in der Verletzungszone wiedergibt.

8.1.2.3 Instabilitätsmodelle

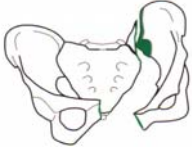
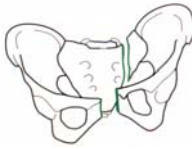
Die Instabilität wurde immer rechts gesetzt.

Bei dem Modell der SI-Sprengung (AO Klassifikation: C1.2) wurden die Klebeverbindungen in Symphyse und Sakroiliakal-Fuge komplett durchtrennt.

Die transforaminale Sakrumfraktur (AO Klassifikation: C1.3) wurde durch einen standardisierten Sägeschnitt in Sagittalebene durch die Foramina des Os sacrum gesetzt.

Zusätzlich wurde ebenfalls die Symphyse durchtrennt.

Tabelle 10: Instabilitätsmodelle

	
C1.2 Instabilität: SI Sprengung und Symphysensprengung	C1.3 Instabilität: Sakrumfraktur und Symphysensprengung

8.1.2.4 Meßverfahren

In den ersten drei Testreihen wurde ein computergesteuertes, elektromagnetisches, dreidimensionales Meßverfahren (motion tracker) eingesetzt, das zur Messung der Frakturspaltbewegung validiert ist [46]. Das Wegaufnehmersystem besteht aus drei Komponenten: einer elektronischen Systemeinheit (System Electronics Unit, SEU), einer Magnetfeldquelle und einem oder mehreren Sensoren. Magnetfeldquelle und Sensoren sind mit der SEU über Kabel verbunden. Die Magnetquelle sendet Niederfrequenzmagnetfelder aus, die von den Sensoren registriert werden. Die SEU generiert und kontrolliert diese Magnetfelder, digitalisiert die Signale und berechnet die Positionen und Orientierungen der Sensoren im Raum. Die Kommunikation mit dem Computer erfolgt über eine parallele oder serielle RS-232C Schnittstelle.

Abbildung 44: Magnetfeldwegaufnehmersystem motion tracker



Elektronische Systemeinheit (Systems Electronics Unit, SEU), Magnetfeldquelle und zwei Sensoren

Die vom Hersteller angegebene Genauigkeit für die Messung der Translation beträgt je nach Abstand der Sensoren von der Magnetquelle zwischen 0,1 und 1,2mm.

Tabelle 11: Auflösung / Genauigkeit des Magnetfeldwegaufnehmersystems lt. Hersteller

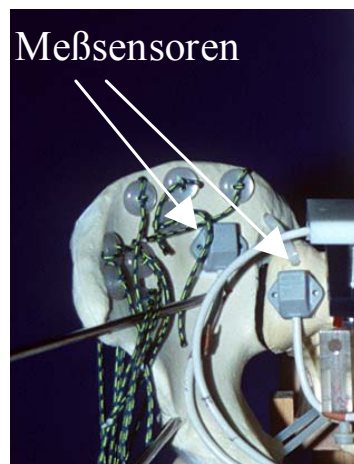
	mm	Abstand Quelle – Sensoren (cm)
Minimal	1,2	76
Mittel	0,5	38
Maximal	0,1	10

Die angegebene Auflösung für die Rotation beträgt $0,1^\circ$. Die mittlere statische Genauigkeit wird mit 2,5mm und $0,5^\circ$ für einen Arbeitsbereich von 10-71cm (Abstand Quelle-Sensoren) angegeben. Bei Verkleinerung des Abstandes Quelle-Sensoren läßt sie sich analog zur Auflösung vergrößern. Ein Systembetrieb bis zu 152cm Quellen-Sensorenabstand ist möglich, verringert aber entsprechend die Genauigkeit.

Die Meßdaten werden aktualisiert durch eine Transformation der durch die Sensoren festgestellten Magnetfeldunterschiede in numerische Werte für Raumposition (Translation) und Orientierung (Angulation). Dieser Prozeß findet mit einer Frequenz von 60Hz (ein Sensor) bzw. 30Hz (zwei Sensoren) statt.

Größere Metallgegenstände, die Verzerrungen der Magnetfelder und damit Meßungenauigkeiten bewirken können, sollten mindestens 1,9m von Quelle und Sensoren entfernt sein. Auch sollten die Sensor- / Quellenkabel nicht zwischen Quelle und Sensor plziert werden. Falls erforderlich können jedoch für dauerhafte Magnetfeldverzerrungen durch Umgebungseinflüsse Kompensationen in das System eingebaut werden. Die Sensoren wurden standardisiert medial und lateral neben der Sakroiliakal-Fuge bzw. der Sakrumfraktur plziert (Abb. 45).

Abbildung 45: Positionierung der elektromagnetischen Sensoren



Die ermittelten Koordinaten während der Testreihen wurden im ASCII Format gespeichert. Ein speziell angefertigtes Datenaufbereitungsprogramm rechnete die Daten auf ein zuvor durch einen dritten Sensor und eine Kalibrierschablone definiertes Koordinatensystem um. Die Koordinaten wurden so definiert, daß bei regelrechtem Stand des Beckens die Sagittalachse der x-Achse entsprach, die Transversalachse der y-Achse und die Longitudinalachse der z-Achse. Der Nullpunkt des Koordinatensystems lag im Fraktur- bzw. Instabilitätsspalt. Neben der Translation wurde auch die Richtung und das Ausmaß der Rotation bestimmt und ausgewertet. Die Daten wurden so aufgearbeitet, daß sie die Relativbewegung der Sensoren und damit auch der Beckenhälften zueinander wiedergaben. Um Fehlerquellen des Meßsystems „motion tracker“ zu minimieren, wurde die Versuchsanordnung sensornah metallfrei gehalten und der Feldgeber in einem optimalen Abstand von 18 cm dorsal der Instabilität justiert.

In der vierten Testreihe an Kunststoffbecken und bei den Messungen am Humanpräparat wurde das optische Meßsystem Qualisys verwendet. Hierfür wurden im Beckenbereich vier im Infrarotlicht reflektierende Marker angebracht. Jeweils ein Marker war in unmittelbarer Nähe zur Instabilität auf Ilium und Sakrum plziert und auf jeder Seite ein Marker im Beckenkamm. Die Marker wurden hierbei jeweils auf Schanz-Schrauben angebracht in definiertem Abstand von der Knochenoberfläche. Die Abstände der Marker in Bezug zum Frakturspalt waren ebenfalls standardisiert. Drei in einem Abstand von 1,5 m vom Prüfaufbau aufgestellte Kameras dienten der optischen Erfassung der Markerbewegungen. Nach Kalibrierung des Meßsystems (Meßgenauigkeit $< 0,1 \text{ mm}$)

wurden die Messungen durchgeführt. Aus den Kamerapositionen und der gemessenen Markerabständen wurden mit einem eigenen Auswerteprogramm die 3D-Frakturspaltbewegungen berechnet.

8.1.3 Datenverarbeitung, Statistik

Die Daten für die intakten Becken wurden mit dem Kruskal - Wallis - Test aufgearbeitet. Dieser Test wertet eine voneinander unabhängige Gruppe (jeweils die 5-8 Becken der einzelnen Versuchsserien) an einer festen Meßvariable (400 N) aus. Er gibt Aussagen über signifikante Unterschiede der intakten Becken zueinander.

Die bei den einzelnen Laststufen gewonnene Daten der Sensoren zueinander in x-, y- und z-Richtung wurden in einen Vektorbetrag umgerechnet. Der Vektorbetrag gibt die maximale Auslenkung im Raum wieder. Die ersten drei von sechs Zyklen waren Setzzyklen, um einem möglichen Setzverhalten des Gesamtaufbaus Rechnung zu tragen. Von den jeweils drei Auswertungszyklen wurden die Hoch- und Tiefpunkte sowie die Amplitude bestimmt und jeweils der Mittelwert berechnet. Mit Hilfe des Wilcoxon Testes wurden die Daten auf signifikante Unterschiede geprüft. Das Signifikanzniveau betrug $p < 0,05$.

Außerdem wurden Bewegungsmuster, Versagensgrenzen und Kriterien der Handhabung berücksichtigt. Bei den unterschiedlichen Versorgungsmustern wurden differierende Bewegungsmuster im Verletzungsspalt beobachtet. Hier wurde besonders das Rückstellverhalten bewertet, inwiefern nach Lastende die Ausgangsposition wieder erreicht wurde oder ob eine verhakte Dislokation fortbestand. Als Versagen wurde die verhakte Dislokation des Beckenringes ohne Rückstellfähigkeit bzw. eine Gesamtdislokation V_{max} über 25 mm definiert. Bei der Bewertung der Handhabung wurde in der ersten Testreihe die klinische Realisierbarkeit beurteilt.

8.2 Testreihe an Humanpräparaten

8.2.1 Testserie

An vier Humanpräparaten wurden mit dem Instabilitätsmodell der C1.2 Instabilität mit SI-Gelenksprengung und Symphysensprengung getestet:

- a) Supraacetabulärer Fixateur
- b) Schräg dorsaler Fixateur
- c) DCP Doppelplattenosteosynthese

8.2.2 Versuchsaufbau

8.2.2.1 Präparate

Das Durchschnittsalter der Spender betrug 70 Jahre, das durchschnittliche Körpergewicht 72kg.

Aus der Anamnese lagen keine Verletzungen, Erkrankungen oder Operationen im Bereich des knöchernen Beckens vor. Auch bei der Präparation ergab sich bei den ausgewerteten Becken kein Anhalt für eine stattgehabte Verletzung oder Instabilität. Die vier Becken-Präparate wurden jeweils in situ belassen.

8.2.2.2 Instabilitätsmodell

Bei allen Humanpräparaten wurde auf der rechten Seite eine C1.2 Instabilität gesetzt mit kompletter SI-Fugen Sprengung und Symphysensprengung. Zuerst wurde die Symphyse scharf durchtrennt. Im Bereich der SI-Fuge wurde zunächst der ventrale Anteil mit den Ligg. sacro-iliaca anteriora, dem vorderen Teil der Ligg. sacroiliaca interossea und dem Lig. iliolumbale durchtrennt. Um den hinteren Anteil der SI-Fuge zu öffnen, der noch durch

die Ligg. sacro-iliaca posteriora und durch den hinteren Teil der Ligg. sacro-iliaca interossea zusammengehalten wurde, musste auch von dorsal präpariert werden. Der Muskel- und Weichteilmantel wurde belassen, um möglichst realistische Versuchsbedingungen zu schaffen.

7.2.2.3 Krafteinleitung

Um die Testung der Becken am Gesamtkorpus zu ermöglichen, mußte die Krafteinleitung von distal auf der vertikal instabilen Seite erfolgen. Um die Reibungskräfte zu minimieren war das rechte Bein hierfür bis zum Gesäß auf einer Kunststoffplatte mit Rollen gelagert. Der rechte Fuß wurde mit Klettbändern an eine Fußplatte fixiert. Die Krafteinleitung erfolgte durch einen Hebelarm, der über zwei Scharniergelenke mit der Fußplatte und einer vorgeschalteten Kraftmeßdose verbunden war (Abb. 46). Die Konstruktion war so ausgerichtet, daß die lastübertragende Gewindestange stets parallel zur Unterlage blieb, um eine gleichmäßige Krafteinleitung zu ermöglichen. Die Kraftmeßdose stellte über ein spezielles Programm jeweils ein Last-Wege Diagramm dar, um die Belastung und den zeitlichen Verlauf kontrollieren zu können.

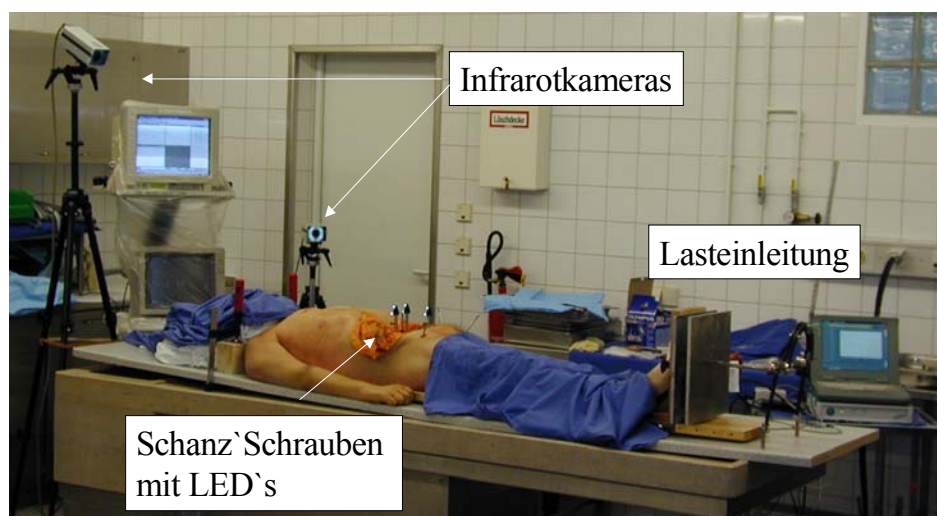
Abbildung 46: Krafteinleitung



Das Prinzip der Krafteinleitung dargestellt am Versuchsaufbau und im Schema. Aus der Ausgangssituation (schwarz) erfolgt die Krafteinleitung (blau) über den Hebelarm auf die Fußplatte.

Um ein Ausweichen des Gesamtkorpus bei Lasteinleitung zu verhindern, wurden über beiden Schultern Holzquader befestigt. In Vorversuchen konnte so erreicht werden, daß die gesamte eingeleitete Kraft vom Becken auf der instabilen Seite aufgenommen wurde, dem Einbeinstand entsprechend.

Abbildung 47: Versuchsaufbau in der Pathologie



8.2.2.3 Meßverfahren

Für die Testreihe an Humanpräparaten wurde wie in der vierten Testreihe das optische Meßverfahren Qualisys verwendet. Schanz-Schrauben mit LED`s wurden jeweils direkt

neben der SI Fuge in Sakrum und Ilium eingebracht sowie beidseits in den Beckenkamm. Die Infrarotkameras wurden so aufgebaut, daß alle drei Kameras zu jeder Zeit alle vier LED's im Sichtfeld hatten. Da die Lasteinleitung von distal erfolgte, wurden die drei Infrarotkameras am Kopfende postiert, um jederzeit uneingeschränkte Sicht auf die LED Marker zu ermöglichen (Abb. 48). Die erste Kamera war in direkter Linie hinter dem Kopf aufgestellt, die anderen beiden jeweils im 35° Winkel zur Instabilität links und rechts davon. Aufgrund des Versuchsaufbaus wurde nur die Translation gemessen und nicht die Rotation im Bereich der Instabilität. Nach Kalibrierung des Meßsystems (Meßgenauigkeit $< 0,1$ mm) wurden die Messungen durchgeführt. Aus den Kamerapositionen und den gemessenen Markerabständen wurden mit einem speziellen Auswerteprogramm die 3D-Frakturspaltbewegungen berechnet.

Abbildung 48: Anordnung der LED's und der Infrarotkameras



8.2.3 Datenverarbeitung, Statistik

Die bei den einzelnen Laststufen gewonnenen Daten der Sensoren zueinander in x-, y- und z-Richtung wurden in einen Vektorbetrag umgerechnet. Der Vektorbetrag gibt die maximale Auslenkung im Raum wieder. Die ersten drei von sechs Zyklen waren Setzzyklen, um einem möglichen Setzverhalten des Gesamtaufbaus Rechnung zu tragen. Von den jeweils drei Auswertungszyklen wurden die Hoch- und Tiefpunkte sowie die Amplitude bestimmt und jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet. Aufgrund der relativ geringen Anzahl der Präparate wurden keine statistischen Signifikanzen berechnet.

9 Ergebnisse

9.1 Testreihen an Kunststoffbecken

9.1.1 Vermessen der Kunststoffbecken

Vor den Testreihen wurden alle Becken vermessen. Bei allen Distanzen lag die maximale Abweichung unter 1cm. Die Standardabweichung betrug zwischen 0,8 und 2,7 mm.

Tabelle 12 Exemplarische Maßangaben der Testbecken Serie 1 und 3

Becken-Nr.	Beckenmaße Testreihe 1 in mm						
	Dist.cristarum	Dist.spinorum	Diam.spin.post.sup.	Diam.spin.post.in f.	Diam.transv.(Beckeneing.)	Conj.anat.	Diam.transv.(Beckenausg.)
1	307	263	73	101	141	98	155
2	307	264	72	101	143	99	157
3	305	264	72	100	143	100	157
4	306	265	74	100	148	98	156
5	307	266	74	102	143	97	155
6	301	267	74	100	146	99	151
Mittelwert	305,5	264,8	73,2	100,7	144,0	98,5	155,2
Standardabweichung	2,3	1,5	1,0	0,8	2,5	1,0	2,2

Becken-Nr.	Beckenmaße Testreihe 3 in mm						
	Dist.cristarum	Dist.spinorum	Diam.spin.post.sup.	Diam.spin.post.in f.	Diam.transv.(Beckeneing.)	Conj.anat.	Diam.transv.(Beckenausg.)
1	307	265	77	102	149	101	152
2	307	264	74	102	149	102	153
3	308	270	74	100	149	102	151
4	308	267	79	104	150	101	152
5	302	264	77	101	145	100	156
6	310	269	75	103	149	101	154
Mittelwert	307	266.5	76	102	148.5	101.2	153
Standardabweichung	2.7	2.6	2	1.4	1.8	0.8	1.8

9.1.2 Meßgenauigkeit

Das Auflösungsvermögen des Magnetfeldaufnehmers wird vom Hersteller mit 0,1 mm Translation und 0,1° Rotation angegeben. Für die vor und nach jeder Testreihe durchgeführte Meßgenauigkeitsprüfung wurden zwei Meßsensoren in einem definierten Abstand zueinander auf einem Plexiglasblock im Becken fixiert und dann das Becken in der Materialprüfmaschine mit 250 N in sechs Zyklen belastet.

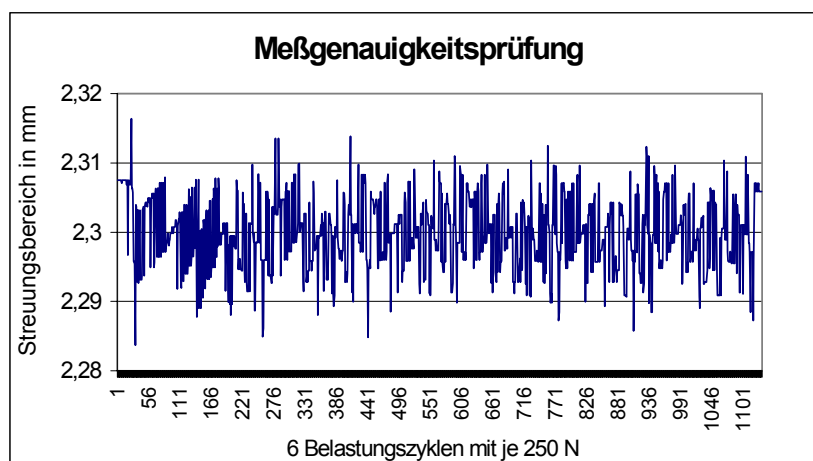
Abbildung 49: Aufbau der Meßgenauigkeitsprüfung



Die Meßelektroden sitzen bei der Meßgenauigkeitsprüfung auf einer gemeinsamen Platte, die am Sakrum fixiert ist, beide Elektroden müssen so die gleichen Werte ermitteln.

Für die Auswertung wurde die Standardabweichung aller Werte durch den Mittelwert dividiert, um so den Variationskoeffizienten zu erhalten. Multipliziert mit 100 ergibt sich hieraus die relative Standardabweichung. Ist diese $< 0,3\%$, so spricht dies für eine äußerst genaue Meßapparatur. In unserem Fall ergaben die Werte in der ersten Meßgenauigkeitsprüfung eine relative Standardabweichung von $0,19\%$ und in der zweiten Prüfung eine von $0,22\%$ (Abb. 50).

Abbildung 50: Meßgenauigkeitsprüfung



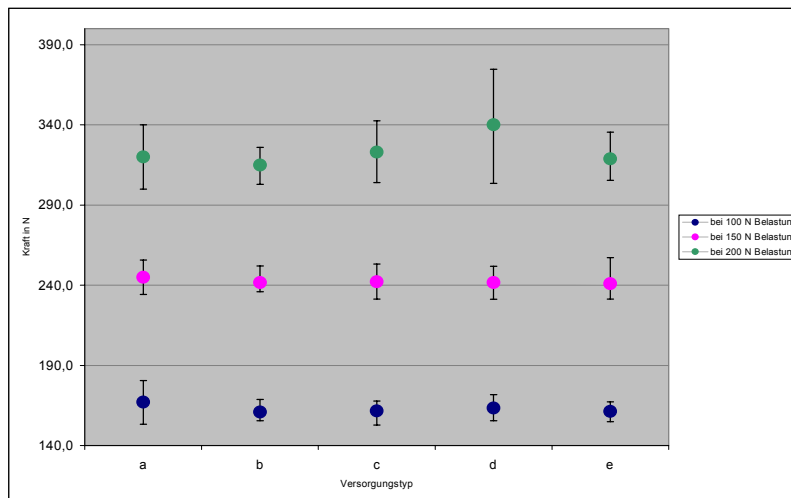
Alle Meßabweichungen waren kleiner als $0,03\text{ mm}$

Kräfte an der simulierten Abduktoren Muskulatur

Die in der simulierten Abduktoren Muskulatur integrierte Kraftmeßdose registrierte Kräfte von im Mittel 163 N bei 100 N Belastung auf das Os sacrum. Die nächsten Belastungsstufen von 150 N und 200 N ergaben im Mittel Kräfte von 242 N und 323 N . Jede Belastungsstufe hatte ihren eigenen Lastbereich (Abb. 51). Die gewählte Stufung

von 50 N war somit ausreichend groß gewählt. Die Breite des 95%-Konfidenzintervalls für mean zeigt wie einheitlich die Becken im Versuchsaufbau integriert waren.

Abbildung 51: Kräfte in den Muskelsimulationen



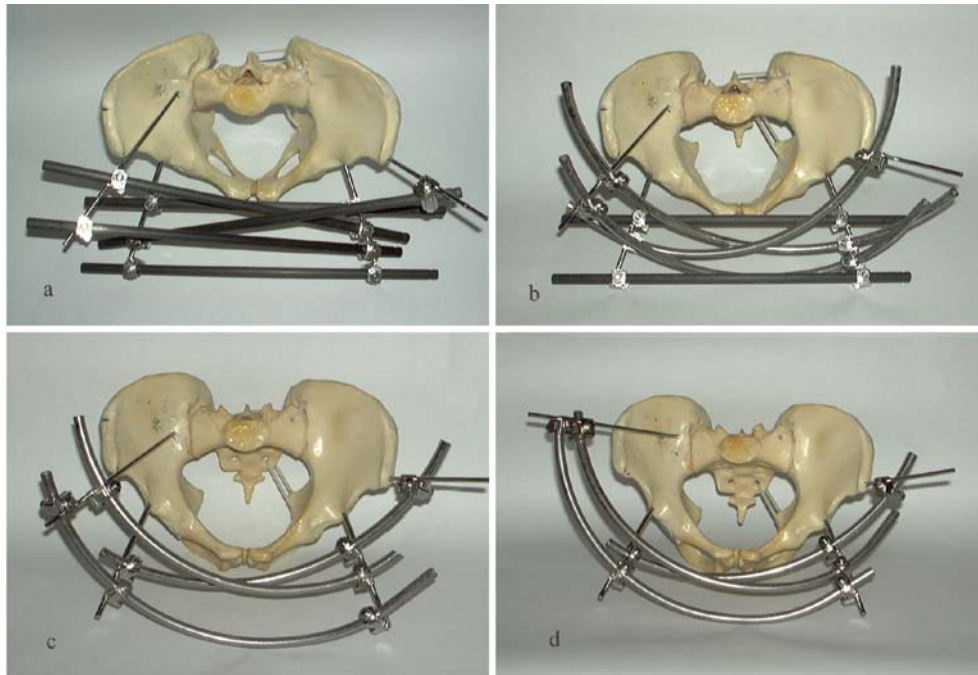
Gemessene Kräfte in den Muskelsimulationen je Belastungsstufe mit dem 95%-Konfidenzintervall für mean.

9.1.3 Erste Testreihe

Die fünf beschriebenen Entwicklungsschritte des Schräg dorsalen Beckenfixateurs wurden an 6 Kunststoffbecken am Instabilitätsmodell der C1.2 Verletzung mit Sakroiliakal-Sprengung und Symphysensprengung getestet:

- dorsale SCHANZ-Schraube Applikationsform 1 / 5 gerade Stangen
- dorsale SCHANZ-Schraube Applikationsform 1 / 2 gerade und 3 gebogene Stangen
- dorsale SCHANZ-Schraube Applikationsform 1 / 3 gebogene Stangen
- dorsale SCHANZ-Schraube Applikationsform 2a (5 mm) / 3 gebogene Stangen
- dorsale SCHANZ-Schraube Applikationsform 2b (6 mm) / 3 gebogene Stangen

Die Variante a bis c stellt jeweils eine Weiterentwicklung dar, Modell c zu d unterscheiden sich in der Positionierung der schräg dorsalen Schanz-Schraube. Modell d und e unterscheiden sich nur durch die Größe der schräg dorsalen Schanz-Schraube

Abbildung 52: Varianten des neuen schräg dorsalen Fixateur externe

- a: 5 gerade Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation;)
 b: 2 gerade Stäbe und 3 gebogen Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1
 c: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation;)
 d: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2a (steile App. mit 5 mm; siehe)
 e: [nicht abgebildet] 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2b (steile App. mit 6 mm)

Ablaufplan

Die Testung der einzelnen Fixateurmodelle erfolgte in abwechselnder Reihenfolge. Versorgung e mußte immer nach d appliziert werden, da Typ e eine 6 mm Bohrung und Typ d nur eine 5 mm Bohrung benötigte. Der Wechsel der dorsalen SCHANZ-Schrauben (Typ1 u. 2) machte ein erneutes Ausrichten des supraacetabulären Fixateurs notwendig, daher konnte nur einmal an einem Becken ein Austausch der Typen erfolgen.

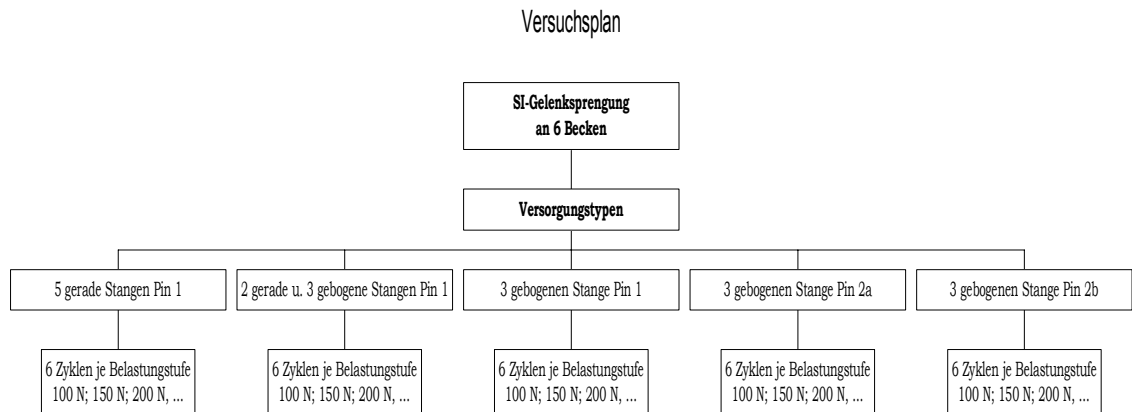
Tabelle 13: Reihenfolge der Testung

Reihenfolge	Becken 1	Becken 2	Becken 3	Becken 4	Becken 5	Becken 6
1	a	d	c	d	b	d
2	b	e	a	e	c	e
3	c	c	b	a	a	b
4	d	a	d	b	d	c
5	e	b	e	c	e	a

- a: 5 gerade Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation;)
 b: 2 gerade Stäbe und 3 gebogen Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1
 c: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation;)
 d: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2a (steile App. mit 5 mm; siehe)
 e: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2b (steile App. mit 6 mm)

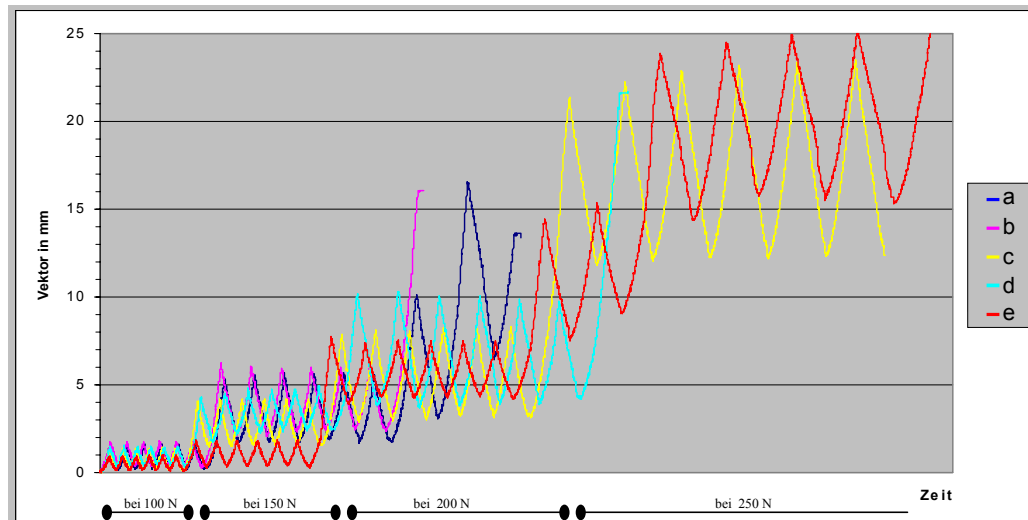
Jede Versorgung wurde durch je 6 Zyklen mit 100 N belastet. Die eingeleitete Kraft wurde jeweils um 50 N für weitere 6 Zyklen gesteigert. Die Testung wurde beendet, wenn eine Dislokation über 10 mm optisch deutlich wurde.

Abbildung 53: Versuchsplan als Organigramm dargestellt



Die Vektorbeträge aller Versorgungsmodelle sind in der Abbildung 54 exemplarisch am Becken 3 dargestellt, es ist der typische Kurvenverlauf zu erkennen.

Abbildung 54: Vektorbeträge aller Versorgungsmodelle exemplarisch am Becken 3



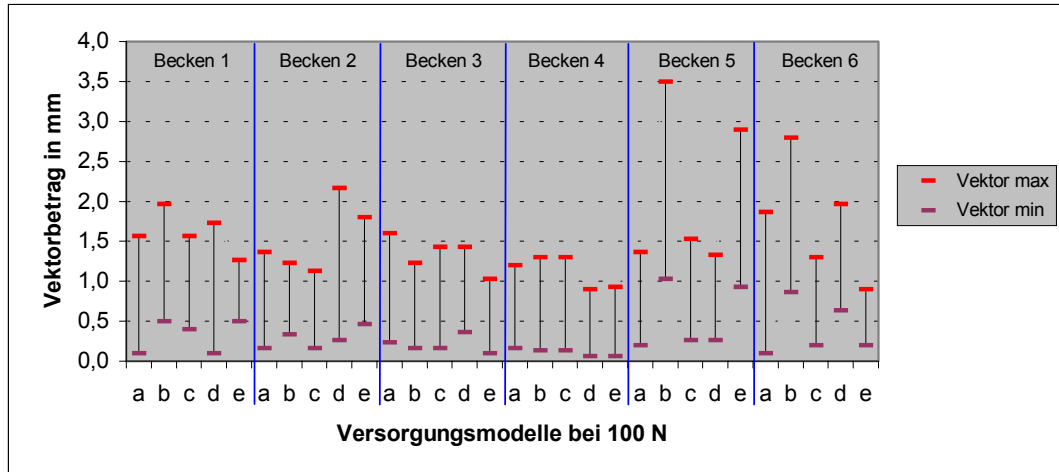
- a: 5 gerade Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1
- b: 2 gerade Stäbe und 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1
- c: 3 gebogene Stäbe / dorsale Schanz-Schraube 1
- d: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2a
- e: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2b

Ein Setzeffekt war innerhalb der drei Setzzyklen zu erkennen. Eine weitere Zunahme der maximalen Dislokation trat bei den auszuwertenden Belastungsstufen nur vereinzelt auf. Eine stetige Zunahme weist auf ein Versagen der Versorgung bei höheren Zykluszahlen hin.

Für die Auswertung wurden die Hoch- und Tiefpunkte ermittelt und verglichen. Die Hochpunkte (Vektor max) der Kurven entsprechen der maximalen Bewegung der Fragmente zueinander. Sie zeigen die Fähigkeit der Versorgung, die Gelenksprengung in der reponierten Lage zu fixieren. Die Werte der Tiefpunkte (Vektor min) zeigen das Rückstellverhalten der Versorgung. Je kleiner der Wert, desto besser wird die Ausgangsposition der Knochen wieder eingenommen. Ein optimales Ergebnis wäre das völlige Zurückstellen in die reponierte Lage nach einer extremen Belastung der Fixateure. Die Strecke vom Tiefpunkt zum Hochpunkt (Amplitude) ist ein Maß für die Festigkeit der

Versorgung. Je kleiner die Amplitude desto höher ist die Festigkeit. Bei 100 N Belastung (Abb. 55) lagen die maximalen Vektorbeträge aller Versorgungen unter 4 mm. Modell b zeigte schon bei dieser geringen Belastungsstufe das schlechteste Ergebnis bezüglich aller drei Parameter.

Abbildung 55: Vektorbeträge max und min bei 100 N für alle Becken



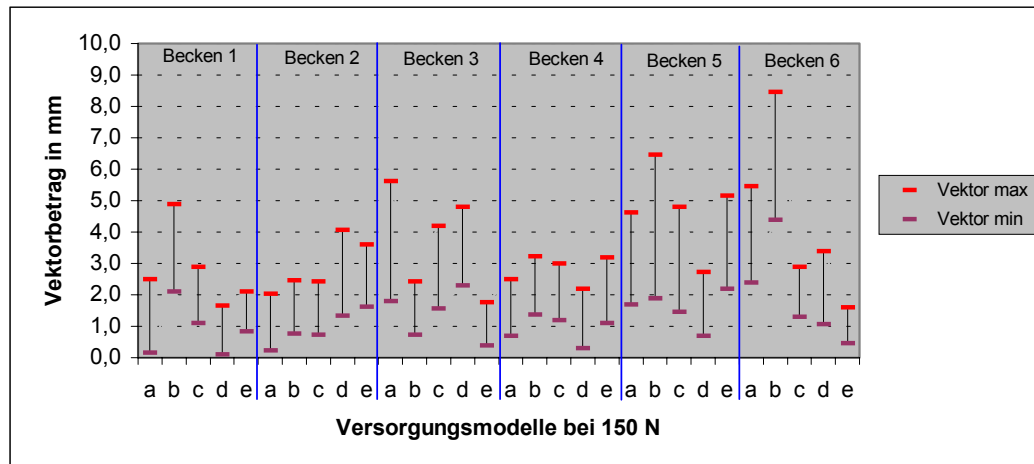
- a: 5 gerade Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation; siehe)
 b: 2 gerade Stäbe und 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1
 c: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation;)
 d: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2a (steile App. mit 5 mm; siehe)
 e: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2b (steile App. mit 6 mm)

Tabelle 14: Vektor max./min. in mm bei 100 N

Becken Nr.	Versorgung a		Versorgung b		Versorgung c		Versorgung d		Versorgung e	
	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.
1	1,6	0,1	2,0	0,5	1,6	0,4	1,7	0,1	1,3	0,5
2	1,4	0,2	1,2	0,3	1,1	0,2	2,2	0,3	1,8	0,5
3	1,6	0,2	1,2	0,2	1,4	0,2	1,4	0,4	1,0	0,1
4	1,2	0,2	1,3	0,1	1,3	0,1	0,9	0,1	0,9	0,1
5	1,4	0,2	3,5	1,0	1,5	0,3	1,3	0,3	2,9	0,9
6	1,9	0,1	2,8	0,9	1,3	0,2	2,0	0,6	0,9	0,2
Mittelwert	1,5	0,2	2,0	0,5	1,4	0,2	1,6	0,3	1,5	0,4
Standard-abweichung	0,23	0,05	0,95	0,37	0,16	0,09	0,46	0,20	0,77	0,32

Weder für maximale oder minimale Vektorbeträge noch für die Amplitude ergaben sich statistisch signifikante Unterschiede (Signifikanzniveau $p < 0,05$).

Bei 150 N Belastung zeigte sich, daß die maximalen Vektorbeträge aller Modelle noch unter 9 mm liegen. Die Streubreite nahm zu. Auch hier ergaben sich für die statistische Auswertung der drei Parameter keine signifikanten Unterschiede.

Abbildung 56: Vergleich aller Versorgungsmodelle bei 150 N

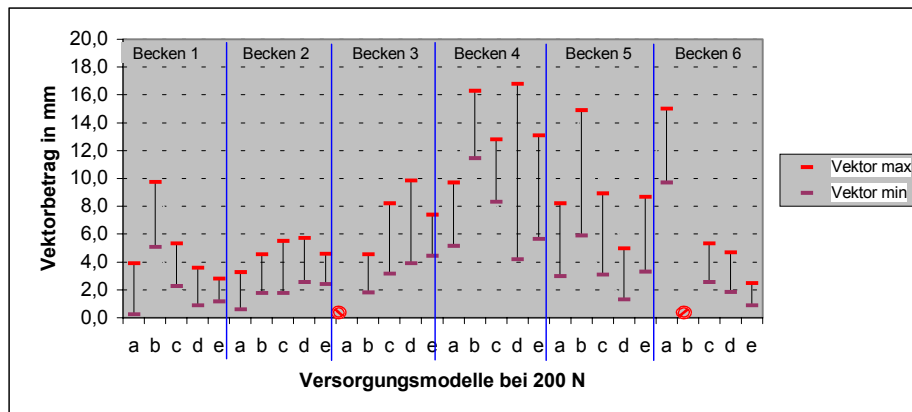
- a: 5 gerade Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation)
 b: 2 gerade Stäbe und 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1
 c: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation;)
 d: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2a (steile App. mit 5 mm; siehe)
 e: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2b (steile App. mit 6 mm)

Tabelle 15: Vektor max./min. in mm bei 150 N

Becken Nr.	Versorgung a		Versorgung b		Versorgung c		Versorgung d		Versorgung e	
	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.
1	2,5	0,2	4,9	2,1	2,9	1,1	1,7	0,1	2,1	0,8
2	2,0	0,2	2,5	0,8	2,4	0,7	4,1	1,3	3,6	1,6
3	5,6	1,8	2,4	0,7	4,2	1,6	4,8	2,3	1,8	0,4
4	2,5	0,7	3,2	1,4	3,0	1,2	2,2	0,3	3,2	1,1
5	4,6	1,7	6,5	1,9	4,8	1,5	2,7	0,7	5,2	2,2
6	5,5	2,4	8,5	4,4	2,9	1,3	3,4	1,1	1,6	0,5
Mittelwert	3,8	1,2	4,7	1,9	3,4	1,2	3,1	1,0	2,9	1,1
Standard-abweichung	1,63	0,93	2,43	1,36	0,92	0,30	1,17	0,80	1,37	0,70

Die Belastung von 200 N ergab maximale Vektorbeträge zwischen 2 mm und 18 mm. Bei Modell a und b kam es bei je einem Becken zu Versagen der Versorgung. Statistisch signifikant waren auch die Unterschiede bei Belastung von 200 N bezüglich der genannten Parameter nicht.

Abbildung 57: Vektorbeträge max und min bei 200 N für alle Becken / ⚡ Versager



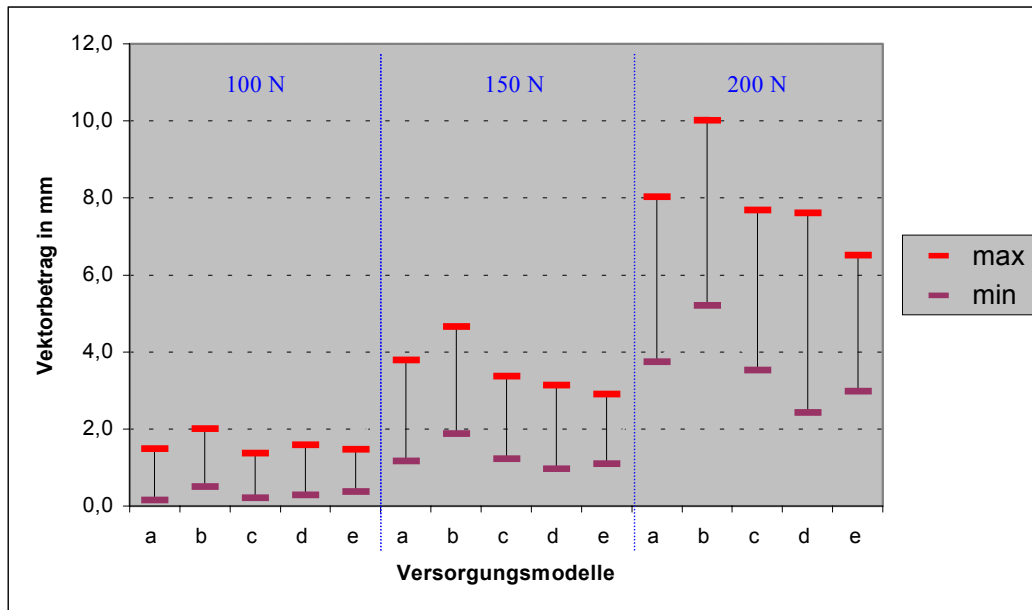
- a: 5 gerade Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation)
 b: 2 gerade Stäbe und 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1
 c: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation;)
 d: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2a (steile App. mit 5 mm; siehe)
 e: [nicht abgebildet] 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2b (steile App. mit 6 mm)

Tabelle 16: Vektor max./min. in mm bei 200 N

Becken Nr.	Versorgung a		Versorgung b		Versorgung c		Versorgung d		Versorgung e	
	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.	max.	min.
1	3,9	0,3	9,7	5,1	5,3	2,3	3,6	0,9	2,8	1,2
2	3,3	0,6	4,6	1,8	5,5	1,8	5,7	2,6	4,6	2,4
3	⚡	⚡	4,6	1,8	8,2	3,2	9,9	3,9	7,4	4,4
4	9,7	5,2	16,3	11,5	12,8	8,3	16,8	4,2	13,1	5,7
5	8,2	3,0	14,9	5,9	8,9	3,1	5,0	1,2	8,7	3,3
6	15,0	9,7	⚡	⚡	5,3	2,6	4,7	1,8	2,5	0,9
Mittelwert	8,0	3,7	10,0	5,2	7,7	3,5	7,6	2,4	6,5	3,0
Standard-abweichung	4,79	3,87	5,54	3,97	2,96	2,41	4,99	1,38	4,06	1,86

Als Zusammenfassung sind die Mittelwerte der Hoch- und Tiefpunkte der verschiedenen Fixateurversionen an den 6 Becken grafisch dargestellt.

Abbildung 58: Mittelwerte der Hoch- und Tiefpunkte je Versorgungstyp



- a: 5 gerade Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation)
 b: 2 gerade Stäbe und 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1
 c: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 1 (flache Applikation)
 d: 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2a (steile App. mit 5 mm; siehe)
 e: [nicht abgebildet] 3 gebogene Stäbe / dorsale SCHANZ-Schraube 2b (steile App. mit 6 mm)

Bei 100 N Belastung betrug die durchschnittliche Dislokation bei allen Stabilisierungsverfahren £ 2 mm. Die größte Dislokation war wie auch bei den Belastungsstufen mit 150 N und 200 N bei dem Modell b (zwei gerade und drei gebogene Stangen) zu beobachten (100 N: 2,0 mm; 150 N: 4,7 mm; 200 N: 10,0 mm). Die stabilste Versorgung bei 100 N entsprach dem Modell c (Fixateur mit 3 gebogenen Stäben und der flachen dorsalen Schanz-Schrauben Applikation) mit maximal 1,4 mm Verschiebung im Sakroiliakal-Gelenk.

Bei den höheren Belastungsstufen war das Modell e (Fixateur mit 3 gebogenen Verbindungsstangen und dorsaler SCHANZ-Schrauben-Applikationsform mit Durchmesser 6 mm) die stabilste Versorgung mit 2,9 mm maximaler Dislokation bei 150 N und 6,5 mm bei 200 N.

Bei Modell a und b kam es bei jeweils einem Becken bei 200 N zu einer konstant zunehmenden Dislokation.

Das Modell c war bei allen Belastungsstufen am einheitlichsten in der Amplitude. Die Streubreite der einzelnen Modelle zueinander nahm mit steigender Belastung zu.

Insgesamt erwies sich das Modell c mit drei gebogenen Verbindungsstangen und der flachen Version der dorsalen Schanz Schraube als der Favorit der ersten Testserie. Neben den guten biomechanischen Eigenschaften, die der rigiden Version mit fünf geraden Stangenverbindungen vergleichbar waren, gaben die einfache Handhabung und die einfachere Applikation der flachen dorsalen Schanz-Schraube den Ausschlag. Entsprechend wurde das Modell c in den folgenden Testreihen gegen klinisch erprobte externe und interne Stabilisierungsverfahren verglichen.

9.1.3.1 Montageanleitung des optimierten schräg dorsalen Fixateurs

Bei bereits eingebrachten SCHANZ-Schrauben ist die Verspannung wie folgt anzubringen:

Anbringen der äußeren, über drei Verbindungspunkte laufenden Stange



Abbildung 59: Erste gebogene Verbindungsstange

Fixieren der zweiten, über drei Verbindungspunkte verlaufenden gebogenen Stange an der Crista-Schraube und an der sich nach medial anschließenden supraacetabulären Schraube.

Die zweite gebogene Stange an der noch nicht verbundenen supraacetabulären Schraube nach dem oben beschriebenen Prinzip verspannen. Der vordere Beckenring ist somit geschlossen.



Abbildung 60: Zweite gebogene Verbindungsstange

Die dritte gebogene Stange wird an der supraacetabulären Schraube auf der intakten Seite fixiert, die Backe liegt zwischen den zwei schon gesetzten Backen. Die zweite Backe dieser gebogenen Stange verspannt die schräg dorsale Schraube und schließt den hinteren Beckenring.

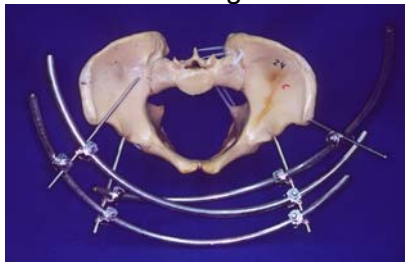
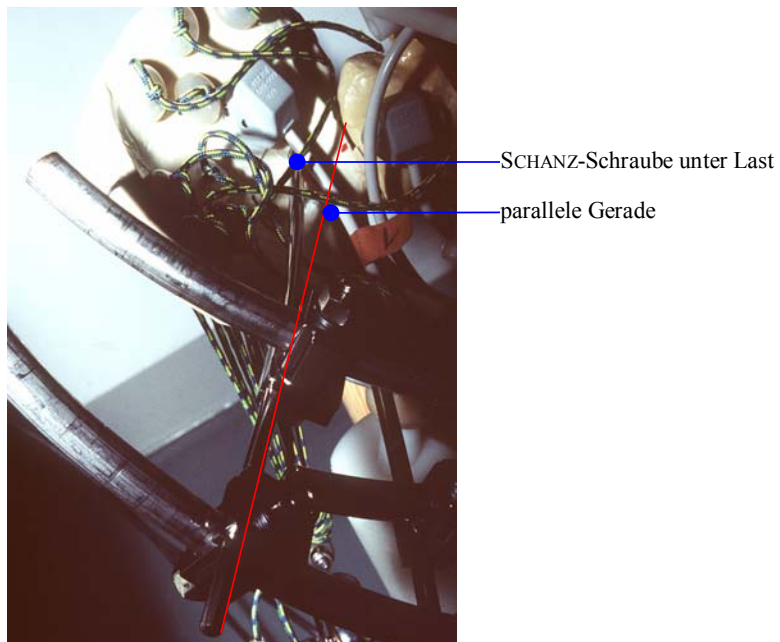


Abbildung 61: Dritte gebogene Verbindungsstange

9.1.3.2 SCHANZ-Schrauben unter Last

Bei den Testungen fiel auf, daß sich die 5 mm SCHANZ-Schraube unter Last deutlich verbiegt, bei Entlastung nach einigen Zyklen aber wieder die Ursprungslage einnimmt (siehe Abb. 62). Da das verwendete Material schon ein relativ hohes Elastizitätsmodul hat, wäre eine SCHANZ-Schraube von 6 mm eine Möglichkeit um höherer Stabilität zu erreichen. Auch wenn dies nicht speziell getestet wurde, fiel bei der 6 mm SCHANZ-Schraube ein deutlich geringer Verwindung auf.

Abbildung 62: Biegung der schräg dorsalen SCHANZ-Schraube (5 mm) unter Last



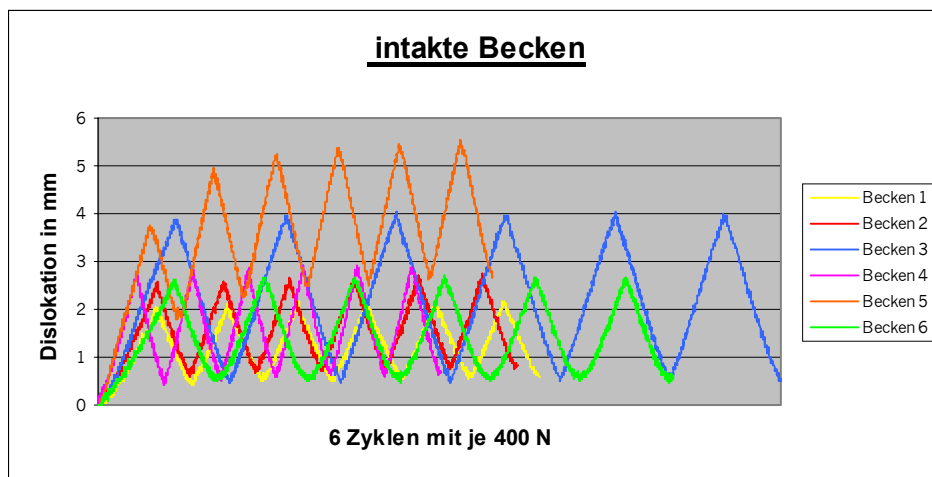
9.1.4 Zweite Testreihe

Am Instabilitätsmodell der C1.2 Verletzung mit SI Sprengung und Symphysensprengung wurde die aus der ersten Testreihe favorisierte Version des schräg dorsalen Fixateurs an 6 Beckenmodellen gegen andere externe Fixationsverfahren getestet. In randomisierter Reihenfolge und analogem Versuchsaufbau zur ersten Serie wurden folgende Stabilisierungsverfahren biomechanisch getestet:

- Supraacetabulärer Fixateur
- Beckenzwinge mit Supraacetabulärem Fixateur
- Schräg dorsaler Fixateur ohne Vorspannung
- Schräg dorsaler Fixateur mit Vorspannung

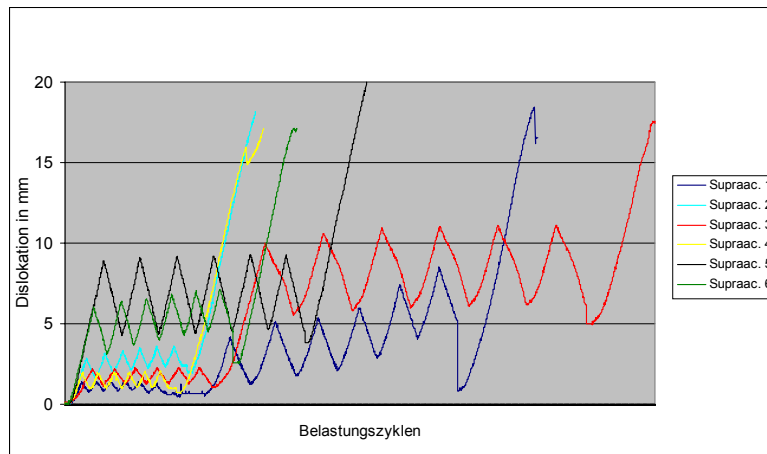
Bereits bei der Testung der intakten Becken fiel auf, daß bei Becken Nr. 5 durchweg die größten Dislokationen auftraten. Da jedoch die Auswertung dieser Zyklen keinen signifikanten Unterschied zwischen den Becken ergaben, wurden die einzelnen Belastungsstufen der Stabilisierungsverfahren auch an Becken Nr. 5 durchgeführt. Hier zeigte sich jedoch bei allen Versorgungsarten eine signifikant stärkere Dislokation ab 100N bei einer maximalen Belastbarkeit von 150N. Deshalb wurden die bei den Testreihen an Becken Nr. 5 gewonnenen Werte nicht zur Auswertung herangezogen. In den graphischen Darstellungen sind sie enthalten.

Abbildung 63: Testung der intakten Becken, Testreihe 2



9.1.4.1 Supraacetabulärer Fixateur

Bei einer zyklischen Belastung von 50 N lag die durchschnittliche maximale Dislokation (V_{max}) am Frakturspalt bei 3,24 mm, wobei die größte Dislokation 6,96 mm und die kleinste 1,36 mm betrug. Die durchschnittliche minimale Dislokation (V_{min}) lag bei 1,63 mm, die durchschnittliche Differenz aus V_{max} - V_{min} betrug 1,61. Dieser Belastungsstufe hielt das Modell an allen sechs Becken stand.

Abbildung 64: Belastungszyklische Dislokationen

Aufgetragen sind alle sechs mit dem supraacetabulärem Fixateur externe versorgten Becken in Belastungsstufen à 50 N und 100 N, bei jeweils sechs Meßzyklen. Keiner der Fixateure hat einer höheren Belastungsstufe als 100 N standgehalten.

Der Belastung mit 100 N hielt der Fixateur nur in zwei Fällen stand (Becken 1 und 3), die anderen Meßzyklen mußten aufgrund zu starker Dislokation, bzw. fehlender Rückstellungsfähigkeit, vorzeitig abgebrochen werden. Die durchschnittliche maximale Dislokation betrug für diese Belastungsstufe 9,2 mm (7,3 mm – 11,1 mm). Vmin lag bei 4,54 mm und Vmax-Vmin entsprach einem Wert von 4,66. Einer Belastung von 150 N hielt der Fixateur in keinem der Fälle stand.

Tabelle 17: Vmax / Vmin bei Stabilisierung mit supraacetabulärem Fixateur

	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standardabw
50 N								
Max	1,36	3,56	2,3	2,06	9,32	6,96	3,24	2,2
Min	0,8	2,33	1,3	1,03	4,82	2,69	1,63	0,8
100 N								
Max	7,3		11,1				9,2	2,7
Min	2,97		6,1				4,54	2,7

Rotation

Bei 50 N Belastung betrug die durchschnittliche b-Rotation 0,54° (0,4° - 1,3°).

Unter einer Belastung mit 100 N, der nur Becken 1 und 3 standhalten konnten, betrug sie 1,88°.

Tabelle 18: b-Rotation supraacetabulärer Fixateur

	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standard-abw
50 N	0,37	0,4	1,3	0,6	0,2	-0,4	0,45	0,61
100 N	1,06		2,7				1,88	0,82

Die gemessenen b-rotatorischen Bewegungen aller Becken bei Versorgung mit dem supraacetabulären Fixateur

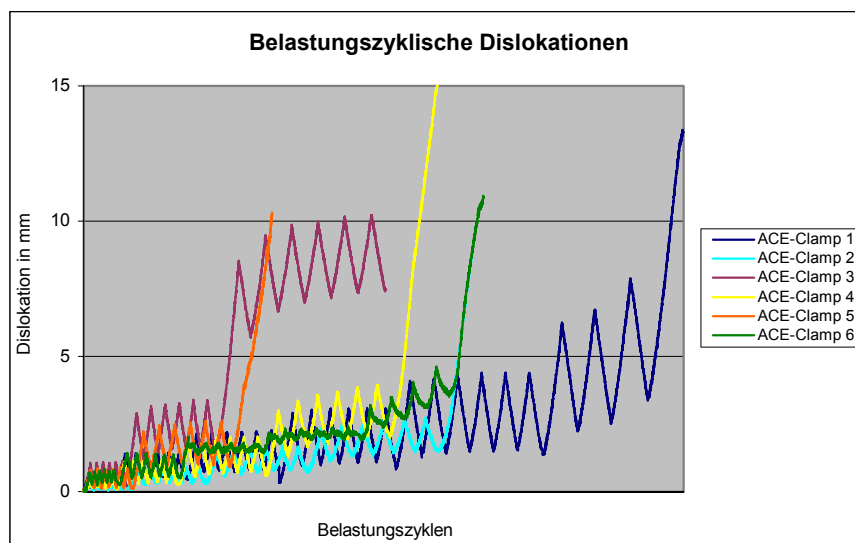
9.1.4.2 Beckenzwinge (ACE-Clamp) + supraacetabulärer Fixateur

Bei einer zyklischen Belastung mit 50 N betrug Vmax im Durchschnitt 0,7 mm (0,4 mm – 1,06 mm), die minimale Dislokation 0,21 mm und die Differenz aus Vmax – Vmin ergab 0,49. Alle sechs Modelle hielten dieser Belastungsstufe stand.

Auch 100 N hielten alle der mit der ACE-Clamp versorgten Becken, die maximale Dislokation lag hier bei 1,66 mm (0,9 mm – 3,36 mm). Vmin betrug 0,66 mm und Vmax – Vmin 1,0.

150 N wurden 5 mal adäquat gehalten (Becken 5 versagte) bei einer maximalen Dislokation von 3,57 mm (1,7 mm – 10,13 mm) und einer minimalen Dislokation von durchschnittlich 2,16 mm. Vmax – Vmin betrug 1,41.

Abbildung 65: Belastungszyklische Dislokationen bei Versorgung mit der Beckenzwinge



In den niedrigen Belastungsstufen liegen die belastungszyklischen Dislokationen sehr dicht zusammen, die höchste Belastungsstufe war 250 N.

Vmax für 200 N betrug 2,35 mm (2,63 mm – 3,86 mm), die minimale Dislokation 1,57 mm. Dieser Belastungsstufe hielten nur noch vier der ursprünglich sechs Becken stand. Einer Belastung von 250 N hielt die ACE-Clamp nur einmal stand (ACE-Clamp 1). In diesem Fall lag die maximale Dislokation bei 4,4 mm, die minimale bei 1,5 mm.

Tabelle 19: Vmax / Vmin bei Stabilisierung mit der Beckenzwinge

		Becke n 1	2	3	4	5	6	MW	Standard- abw.
50 N	Max	0,53	0,4	1,06	0,53	0,86	0,8	0,7	0,26
	Min	0,2	0,1	0,3	0,17	0,13	0,3	0,21	0,09
100 N	Max	1,46	0,9	3,36	1,2	2,56	1,4	1,66	0,97
	Min	0,53	0,3	1,63	0,3	1	0,53	0,66	0,6
150 N	Max	2,23	1,7	10,13	2		1,8	3,57	3,28
	Min	0,77	0,7	7,2	0,7		1,43	2,16	2,53
200 N	Max	3,06	2,63		3,86		2,35	2,98	0,57
	Min	1,1	1,37		1,9		1,9	1,57	0,35
250 N	Max	4,4							

Rotation

Die b-Rotation entsprach unter einer Belastung mit 50 N durchschnittlich $0,66^\circ$ ($0,4^\circ - 1,1^\circ$). Bei 100 N lag sie bei $1,83^\circ$ ($0,87^\circ - 3,73^\circ$). Der durchschnittliche Wert für eine Belastung mit 150 N betrug $4,5^\circ$ ($1,93^\circ - 11,93^\circ$), für 200 N $5,93^\circ$ ($3,27^\circ - 5,77^\circ$). 250 N, die nur von ACE-Clamp 1 gehalten wurden gingen mit einer Rotation von $5,8^\circ$ einher.

Tabelle 20: b-Rotation Beckenzwinge

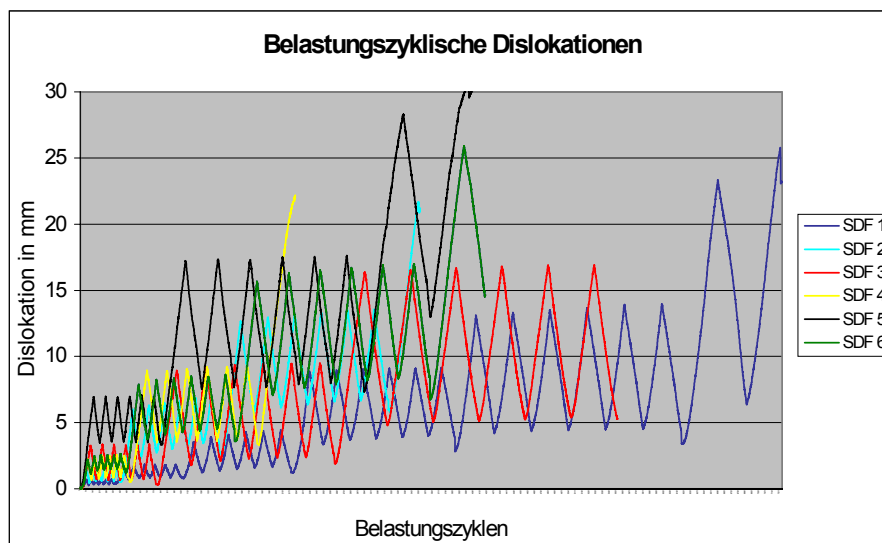
	1	2	3	4	5	6	MW	Standard-abw.
50 N	0,5	0,8	1,1	0,5	1	0,4	0,66	0,29
100 N	1,53	1,7	3,73	1,3	3,9	0,87	1,83	1,1
150 N	2,53	3,3	11,93	2,83		1,93	4,50	3,74
200 N	4	5,77		5,93		3,27	4,74	1,14
250 N	5,8							

9.1.4.3 Schräg dorsaler Fixateur, ohne Vorspannung

Bei Stabilisierung mit dem schräg dorsalen Fixateur ohne Vorspannung betrug die durchschnittliche maximale Dislokation bei einer zyklischen Belastung von 50 N 2,2 mm ($0,73 \text{ mm} - 3,3 \text{ mm}$). Die minimale Dislokation lag bei 0,8 mm, $V_{\max} - V_{\min}$ betrug 1,4mm.

Bei 100 N, einer Belastungsstufe die noch in allen sechs Fällen gehalten wurde, entsprach V_{\max} einem durchschnittlichen Wert von 7,1mm ($1,83 \text{ mm} - 9,43 \text{ mm}$), die minimale Dislokation 2,9mm und $V_{\max} - V_{\min}$ 4, 2mm.

Abbildung 66 Belastungszyklische Dislokationen, Schräg dorsaler Fixateur ohne Vorspannung



Darstellung aller sechs durchgeführten Meßreihen mit dem schräg dorsalen Fixateur ohne Vorspannung. Der schräg dorsale Fixateur 1 hielt als einziger der sechs Typen sowohl einer Belastung mit 200 N, als auch mit 250 N stand.

Vier Fixationsmodelle (Ausnahmen: SDF 4 und 5) hielten einer Belastung von 150 N stand, dies bei einer maximalen Dislokation von 12,88 mm (4,33 mm – 16,86 mm). Vmin lag bei 5,37 mm und Vmax – Vmin bei 7,51.

Mit 200 N konnte nur einmal erfolgreich belastet werden (SDF 1), hierbei betrug Vmax 9,06 mm, Vmin 3,94 und Vmax – Vmin 5,12. Auch eine Kraftapplikation von 250 N wurde an diesem Becken toleriert, die maximale Dislokation lag dann bei 13,77 mm, Vmin betrug 4,47 mm und Vmax – Vmin 9,29. Einer Belastung von 300 N hielt der Fixateur in keinem der Fälle stand.

Tabelle 21: Vmax / Vmin (in mm), Schräg dorsaler Fixateur ohne Vorspannung

	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standard- abw
50 N Max	0,73	1,7	3,3	2,53	7,03	2,56	2,2	1,0
Min	0,3	0,6	0,67	0,83	3,5	1,47	0,8	0,40
100 N Max	1,83	6,3	9,43	9,23	17,53	8,46	7,1	3,1
Min	0,8	3,23	2,33	3,63	7,87	4,4	2,9	1,4
150 N Max	4,33	13,46	16,83			16,86	12,87	5,12
Min	1,6	6,57	5,2			8,12	5,37	2,41
200 N Max	9,06							
Min	3,94							
250 N Max	13,76							
Min	4,47							

Rotation

Bei 50 N Belastung betrug die durchschnittliche Rotation 0,82° (0,5° -1,3°)

Bei 100 N lag sie bei 2,25° (1,1° -3,03°). Die Belastung mit 150 N konnten SDF 1,2,3 und 6 halten, wobei die durchschnittliche Rotation bei 3,72° lag (1,8° - 6,13°).

Einer Belastung von 200 N und 250 N hielt nur SDF 1 stand, die b-Rotation entsprach in diesem Fall 2,1°, bzw. 2,86°.

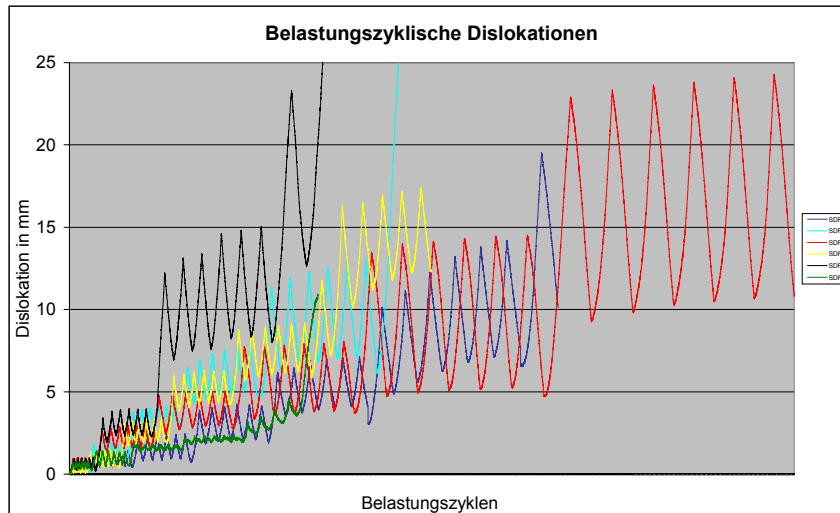
Tabelle 22: b-Rotation, Schräg dorsaler Fixateur ohne Vorspannung

	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standard- abw
50 N	0,5	0,7	1,3	0,9	1,6	0,7	0,82	0,3
100 N	1,1	1,53	3,33	3,03	4,5	2,27	2,25	0,95
150 N	1,8	2,6	6,13			4,33	3,72	1,67
200 N	2,1							
250 N	2,86							

9.1.4.4 Schräg dorsaler Fixateur, verspannt

Die durchschnittliche maximale Dislokation bei einer Belastung à 50 N betrug 0,66 mm (0,5 mm – 0,9 mm), V_{min} , die minimale Dislokation, lag bei 0,24 mm und $V_{max} - V_{min}$ bei 0,42. An allen sechs Becken wurde die Lastapplikation korrekt gehalten.

Abbildung 67 Belastungszyklische Dislokationen, Schräg dorsaler Fixateur, verspannt



Bis auf Becken Nr. 5 zeigte der Fixateur bis 250 N Haltevermögen, der schräg dorsale Fixateur Nr. 3 hielt zusätzlich einer Belastung von 300 N stand.

Unter einer zyklischen Belastung mit 100 N lag V_{max} im Durchschnitt bei 2,04 mm (1,36 mm – 2,93 mm), die durchschnittliche minimale Dislokation betrug 1,21 mm und $V_{max} - V_{min}$ 0,83.

Der Belastung mit 150 N hielt der Fixateur in allen sechs Fällen stand, wobei auch hier Becken Nr. 5 deutlich ausscherte und deshalb insgesamt nicht ausgewertet wurde. Die durchschnittliche maximale Dislokation betrug 4,36 mm (2,33 mm – 6,93 mm). V_{min} lag im Schnitt bei 2,78 mm, $V_{max} - V_{min}$ bei 1,58.

Einer Belastung à 200 N hielt der Fixateur in fünf Fällen stand (Ausnahme: SDF 5), V_{max} lag hier bei durchschnittlich 7,39 mm (4,16 mm – 10,96 mm). Die minimale durchschnittliche Dislokation betrug 4,35 mm, $V_{max} - V_{min}$ entsprach einem durchschnittlichen Wert von 3,03.

Unter einer Belastung mit 250 N betrug die maximale durchschnittliche Dislokation 12,2 mm (7 mm – 17,6 mm). V_{min} betrug 6,09 mm und $V_{max} - V_{min}$ 5,89. Dieser Belastungsstufe hielten weiterhin fünf Modelle stand.

Einer Belastung à 300 N wurde nur noch in drei Fällen standgehalten (SDF 1, 3 und 4). Hierbei betrug die maximale Dislokation 18,25 mm (13,63 mm – 23,93 mm). Die durchschnittliche minimale Dislokation lag bei 9,64 mm und $V_{max} - V_{min}$ entsprach einem Wert von 8,6. Einer Belastung von 350 N hielt keines der Modelle stand.

Tabelle 23: *Vmax / Vmin bei Stabilisierung mit schräg dorsalem Fixateur*

	1	2	3	4	5	6	MW	Standard-abw
50 N Max	0,5	0,56	0,83	0,5	1	0,9	0,66	0,19
Min	0,2	0,2	0,3	0,1	0,33	0,4	0,24	0,11
100 N Max	1,36	1,83	2,93	1,46	3,96	2,63	2,04	0,70
Min	0,2	1,07	1,67	1,43	2,33	1,67	1,21	0,62
150 N Max	2,33	4,16	4,97	3,4	14,83	6,93	4,36	1,74
Min	0,9	3,03	2,9	1,93	8,03	5,13	2,78	1,57
200 N Max	4,16	7,56	7,93	6,3		10,96	7,38	2,22
Min	2,1	4,9	3,83	4,33		6,6	4,35	1,46
250 N Max	7	12,96	7,93	9,13		17,6	10,92	
Min	4	6,97	5,1	6,17		8,2	6,09	2,24
300 N Max	13,63		14,3	17,2			15,04	7
Min	6,7		10,5	11,73			9,64	4,37

Die gemessenen maximalen und minimalen Dislokationen aller Becken unter der Versorgung mit dem schräg dorsalen Fixateur

Rotation

Unter 50 N Belastung betrug die durchschnittliche Rotation 0,66° (0,5° - 0,9°). Bei 100 N lag sie bei 2,04° (1,36° - 2,93°) und bei 150 N zyklischer Belastung bei 4,36° (2,33° - 6,93°). Unter einer Last von 200 N, die SDF 5 nicht mehr erreichte, entsprach die b-Rotation durchschnittlich 7,38° (4,16° - 10,96°), unter 250 N 10,92° (7° - 17,6°) und unter 300N Belastung 15,04° (13,63° - 17,2°).

Tabelle 24: *b-Rotation bei Stabilisierung mit dem schräg dorsalen Fixateur*

	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standard-abw
50 N	0,5	0,56	0,83	0,5	1	0,9	0,66	0,19
100 N	1,36	1,83	2,93	1,46	3,96	2,63	2,04	0,70
150 N	2,33	4,16	4,97	3,4	14,83	6,93	4,36	1,74
200 N	4,16	7,56	7,93	6,3		10,96	7,38	2,22
250 N	7	12,96	7,93	9,13		17,6	10,92	
300 N	13,63		14,3	17,2			15,04	

Die gemessenen b-Rotationsswerte aller Becken bei Versorgung mit dem schräg dorsalen Fixateur

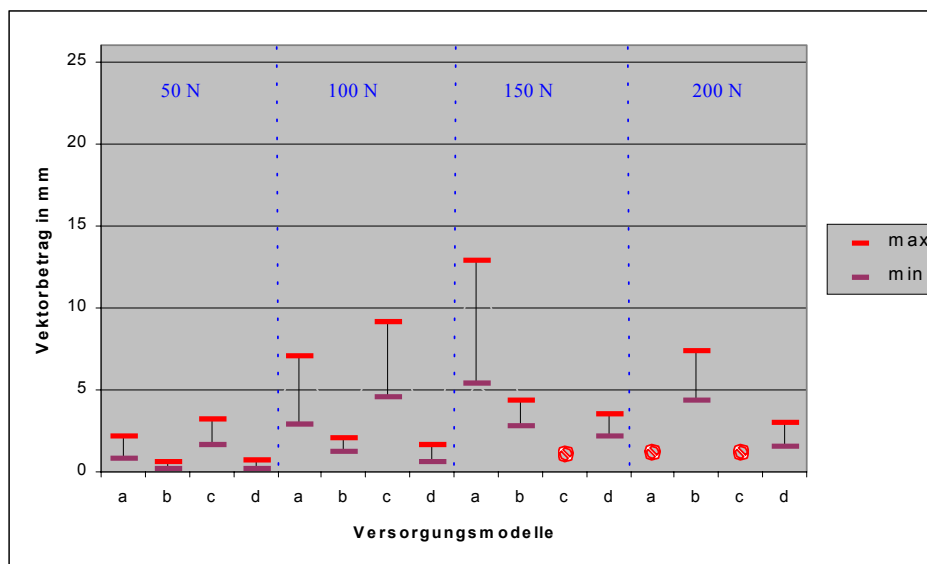
9.1.4.5 Gesamtauswertung zweite Testreihe

9.1.4.5.1 Translation

Der Vergleich der verschiedenen Versorgungstypen wurde bis zu einer Belastung à 200 N durchgeführt. Obwohl nicht alle Versorgungstypen dieser Belastungsstufe standgehalten haben, waren grundsätzlich ausreichend vergleichbare Testdaten unter dieser Kraftapplikationsstufe zur Verfügung. In der nächst höheren Belastungsstufe war dies nicht mehr der Fall.

Außer dem supraacetabulären Fixateur, bei dem eine Kraftapplikation von 100 N nur zweimal möglich war, hielten alle Versorgungstypen der zweiten Belastungsstufe stand. 150 N wurden vom unverspannten schräg dorsalen Fixateur in vier von sechs Fällen gehalten, von der Beckenzwinge in fünf und durchgängig in allen sechs Versuchsreihen vom schräg dorsalen Fixateur. Der supraacetabuläre Fixateur war nicht in der Lage, dieser Belastungsstufe standzuhalten. Die vierte Belastungsstufe mit 200 N wurde einmal vom unverspannten schräg dorsalen Fixateur gehalten, viermal von der mit dem supraacetabulären Fixateur kombinierten ACE-Clamp und fünfmal vom schräg dorsalen Fixateur.

Abbildung 68: Die durchschnittliche Dislokation in mm für jeden Versorgungstyp



Versager

a: Schräg dorsaler Fixateur, nicht verspannt; b: Schräg dorsaler Fixateur, verspannt
c: Supraacetabulärer Fixateur; d: Beckenzwinge

Während der gesamten Testreihe erwies sich der supraacetabuläre Fixateur als die am wenigsten stabile Fixationsmethode, mit den jeweils größten Dislokationen für Vmax und Vmin bei den auswertbaren Belastungsstufen von 50 und 100N. Etwas bessere, aber im Verlauf sehr ähnliche Ergebnisse lieferte der unverspannte schräg dorsale Fixateur, jedoch hielt dieser zusätzlich höheren Belastungsstufen stand. Zwischen diesen beiden Stabilisierungsverfahren bestanden keine signifikanten Unterschiede.

Die jeweils geringsten Dislokationen in allen Belastungsstufen wies die Kombination aus ACE-Clamp und supraacetabulärem Fixateur auf. Allerdings waren bei der Belastungsstufe von 200N nur noch 4 Becken verwertbar. Die durchschnittliche Dislokation (Vmax-Vmin) betrug 1,41mm.

Der schräg dorsale Fixateur zeigte ein der Beckenzwinge sehr ähnliches Lastverhalten, besonders in den niedrigen Belastungsstufen à 50 N und 100 N lagen die durchschnittlichen Dislokationen sehr nahe beieinander. Bei den höheren

Belastungsstufen war jedoch vor allem die Rückstellfähigkeit, ablesbar an V_{min} , schlechter als bei der Beckenzwinge, auch wenn das Gesamtsystem elastischer wirkte und fünf der sechs Becken bis 250N verwertbar waren. Bei 200N betrug die durchschnittliche Dislokation ($V_{max}-V_{min}$) 3.03mm.

Tabelle 25: Durchschnittliche Dislokationen in mm, mit Standardabweichung

	50N	σ	100N	σ	150N	σ	200N	σ
Modell A Max	2,2	1,0	7,1	3,1	12,87	5,12		
Modell A Min	0,8	0,4	2,9	1,4	5,37	2,41		
Modell B Max	0,66	0,19	2,04	0,7	4,36	1,74	7,38	2,22
Modell B Min	0,24	0,11	1,21	0,62	2,78	1,57	4,35	1,46
Modell C Max	3,24	2,2	9,2	2,7	Versagen			
Modell C Min	1,63	0,8	4,54	2,7				
Modell D Max	0,7	0,26	1,66	0,97	3,57	3,28	2,98	0,57
Modell D Min	0,21	0,09	0,66	0,6	2,16	2,53	1,57	0,35

A: Schräg dorsaler Fixateur, nicht verspannt, B: Schräg dorsaler Fixateur, verspannt

C: Supraacetabulärer Fixateur, D: Beckenzwinge, s: Standardabweichung

Zwischen dem schräg dorsalen Fixateur und der Beckenzwinge bestand in keiner Belastungsstufe ein signifikanter Unterschied, während beide Verfahren in den Stufen 50 und 100N signifikante Unterschiede zum supraacetabulären Fixateur und der unverspannten Version des schräg dorsalen Fixateurs aufwiesen.

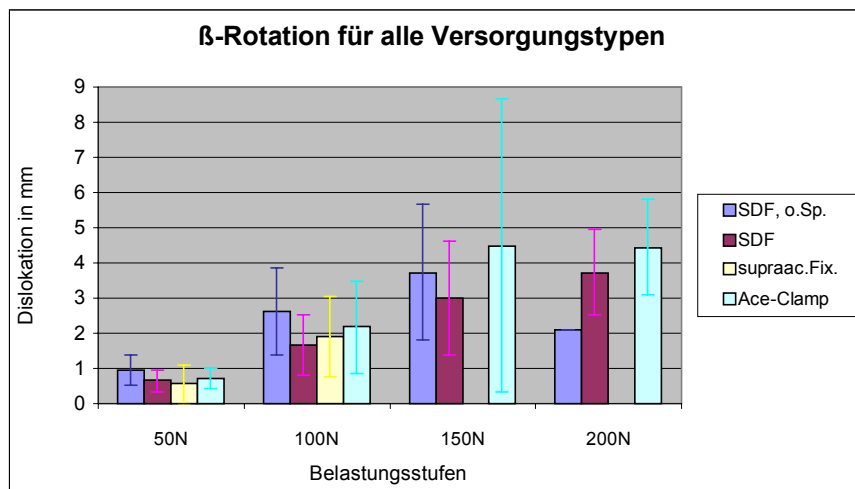
Tabelle 26: Signifikanzen

	a/b	a/c	a/d	b/c	b/d	c/d
50N	0,04 3	0,17 3	0,02 8	0,04 3	0,41 6	0,02 8
100N	0,04 3	0,18	0,02 8	0,02 8	0,08	0,18
150N	0,10 9	x	0,06 8	X	0,06 8	x
200N	X	X	X	X	0,10 9	x

Rot: signifikanter Unterschied, schwarz: kein signifikanter Unterschied, x: es gab keine vergleichbaren Werte in dieser Belastungsstufe, A: schräg dorsaler Fixateur, ohne Spannung, B: schräg dorsaler Fixateur, C: Supraacetabulärer Fixateur, D: ACE-Clamp

9.1.4.5.2 Rotation

Die rotatorischen Bewegungen bei einer Belastung von 50 N lagen für alle vier Versorgungstypen nahe zusammen. Bei 100N wies der schräg dorsale Fixateur die durchschnittlich geringsten rotatorischen Bewegungen mit 1,67° auf. Der supraacetabuläre Fixateur besaß eine Rotationskomponente von 1,89°, die ACE-Clamp mit dem supraacetabulären Fixateur von 2,17° und der ohne Spannung applizierte schräg dorsale Fixateur zeigte mit 2,63° die stärksten rotatorischen Bewegungen.

Abbildung 69: Rotation

Die durchschnittliche Rotation um die Y-Achse in Grad für alle Versorgungstypen.

Bei der dritten Belastungsstufe, 150N, zeigte der schräg dorsale Fixateur ebenfalls die geringste Rotationskomponente mit 2,98°, der schräg dorsale Fixateur ohne Spannung wies 3,72° und die ACE-Clamp 4,5° auf. Der supraacetabuläre Fixateur hatte dieser Belastungsstufe nicht standgehalten. Bei dem schräg dorsalen Fixateur ohne Spannung bestand eine Rotation von 2,1° unter eine Belastung von 200N, es hatte allerdings nur ein Modell dieser Belastungsstufe standhalten können, der schräg dorsale Fixateur rotierte bis durchschnittlich 3,73° um die Y-Achse, und die mit dem supraacetabulärem Fixateur kombinierte ACE-Clamp um bis zu 4,45°.

Ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Stabilisierungsverfahren war nicht feststellbar.

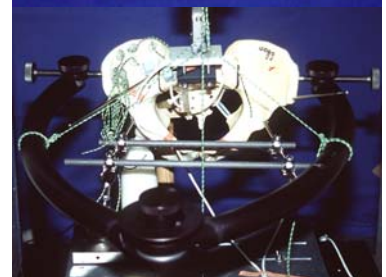
9.1.5 Dritte Testreihe

Am Instabilitätsmodell der **C1.3 Verletzung mit Sakrumfraktur und Symphysensprengung** wurde die aus der ersten Testreihe favorisierte Version des schräg dorsalen Fixateurs an 6 Beckenmodellen gegen andere externe Fixationsverfahren getestet. In randomisierter Reihenfolge und analogem Versuchsaufbau zur ersten Serie wurden folgende Stabilisierungsverfahren biomechanisch verglichen:

- Supraacetabulärer Fixateur



- Beckenzwinge mit Supraacetabulärem Fixateur



- Schräg dorsaler Fixateur ohne Vorspannung



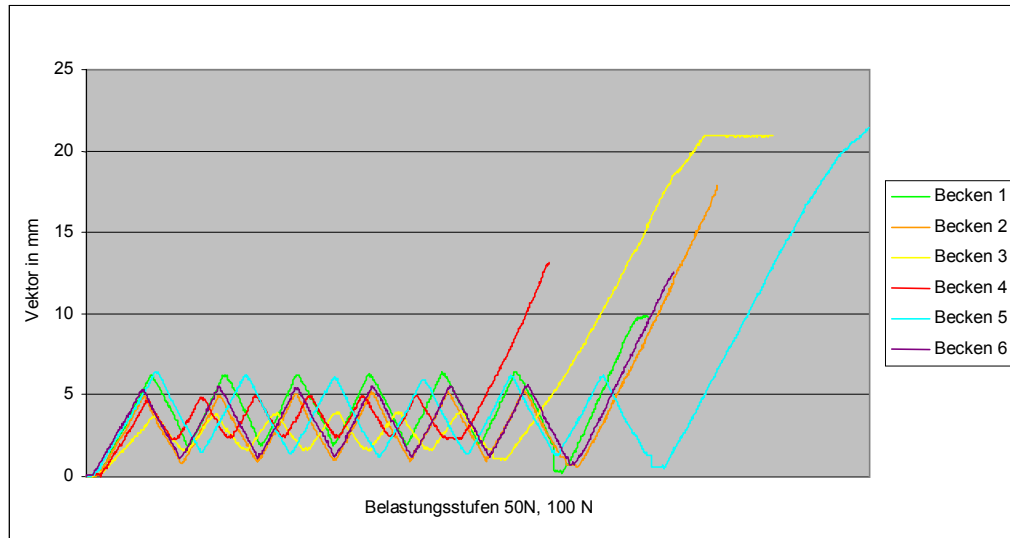
- Schräg dorsaler Fixateur mit Vorspannung



9.1.5.1 Supraacetabulärer Fixateur

Bei allen sechs Becken war bei Stabilisierung mit dem supraacetabulären Fixateur nur eine Belastung von 50N möglich. Die durchschnittliche maximale Dislokation betrug 5,4 mm; die minimale Dislokation ergab einen mittleren Wert von 1,5 mm, die Amplitude ($V_{\max} - V_{\min}$) 3,9 mm.

Abbildung 1: Belastungszyklische Dislokation



Bei Versuchen, die Becken mit der nächst höheren Kraftstufe zu belasten, mußte abgebrochen werden, da die Dislokation im Frakturbereich zu groß wurde und das Becken aus dem Versuchsaufbau abzurutschen drohte.

Tabelle 1: V_{\max} / V_{\min} bei Stabilisierung mit supraacetabulärem Fixateur

	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standard-abw
50N Max	6,4	5,2	4,0	5,0	6,1	5,6	5,4	0,9
Min	1,9	0,9	1,6	2,4	1,2	1,2	1,5	0,55

Die gemessenen maximalen und minimalen Dislokationen aller Becken unter der Versorgung mit dem supraacetabulären Fixateur

Rotation

Der durchschnittliche β - Rotationswert lag bei 0,6°.

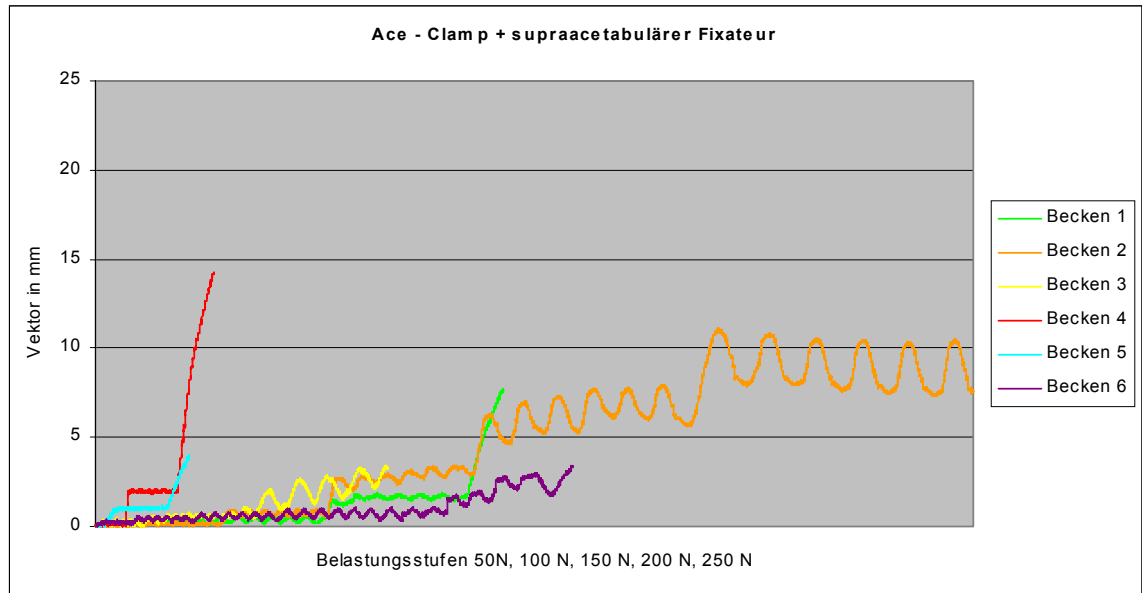
Tabelle 2: β -Rotation bei Stabilisierung mit supraacetabulärem Fixateur

	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standard-abw
50N	0,9	0,3	0,9	0,4	0,4	0,6	0,6	0,26

9.1.5.2 Beckenzwinge mit Supraacetabulärem Fixateur

Bei einer Last von 50N, die von allen sechs Becken toleriert wurde, ließen sich durchschnittliche V_{max} – Werte von 0,4 mm und V_{min} – Werte von 0,2 mm messen bei einer Amplitude von 0,2 mm. Im nächsten Belastungsschritt, 100N, befanden sich nur noch fünf Becken in der Testung. Hier zeigten sich mittlere maximale Dislokationen von 0,9 mm, minimale von 0,5 mm und für die Amplitude Daten von 0,4 mm.

Abbildung 2: Belastungszyklische Dislokation



Darstellung der zyklischen Belastung der Beckenzwinge in Kombination mit dem supraacetabulären Fixateur. Die maximale Belastungsstufe, die die Beckenzwinge erreichte, schwankte in weiten Grenzen zwischen 50N und 300N. Pro Belastungsstufe fiel ein weiteres Becken aus. In zwei Fällen ließ sich keine Rückstellung beobachten.

Auch in der 150N Kraftstufe fiel ein weiteres Becken aus. Es fanden sich für V_{max} 1,4 mm, für V_{min} 0,7 mm. Einer Last von 200N konnten nur noch 3 Becken standhalten bei einer allerdings sehr geringen durchschnittlichen Dislokation ($V_{max} - V_{min}$) von 0,6mm. Bei 250N, mit zwei zu testenden Becken, lag V_{max} im Mittel bei 4,8 mm, V_{min} bei 3,6 mm. Ein einziges Becken ließ sich noch mit 300N vermessen. Hierbei zeigten sich Daten von 10,5 mm (V_{max}), 7,5 mm (V_{min}) und 3 mm ($V_{max} - V_{min}$).

Tabelle 3: *Vmax / Vmin bei Stabilisierung mit der Beckenzwinge*

	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standard- abw
50N Max	0,3	0,2	0,4	0,2	1,0	0,3	0,4	0,28
Min	0,1	0,0	0,0	0,1	0,6	0,1	0,2	0,21
100N Max	0,4	0,3	0,9	2,1		0,6	0,9	0,65
Min	0,1	0,0	0,4	1,9		0,3	0,5	0,69
150N Max	0,6	0,9	3,3			0,8	1,4	1,10
Min	0,1	0,6	1,8			0,3	0,7	0,66
200N Max	1,8	3,4				1,0	2,1	1,00
Min	1,5	2,6				0,4	1,5	0,90
250N Max		7,9				2,2	5,1	2,85
Min		5,7				1,5	3,6	2,10
300N Max		10,5						
Min		7,5						

Rotation

Bei 50N ließ sich eine durchschnittliche β - Rotation von 0,8 ° beobachten, bei 100N von 0,6 °, wobei ein Becken bereits aus der Wertung gefallen war. Ein mittlerer Rotationswert von 4,4° zeigte sich bei 150N. Dieser Wert kam vor allem durch den "Rotationssprung" des BeckensNr. 3 zustande. Bei der Kraftapplikation von 200N fand sich eine Drehung von 2,3 °. Bei 250N und 300N wurden Daten von 6,2° und 15,5° errechnet.

Tabelle 4: *β -Rotation bei Stabilisierung mit der Beckenzwinge*

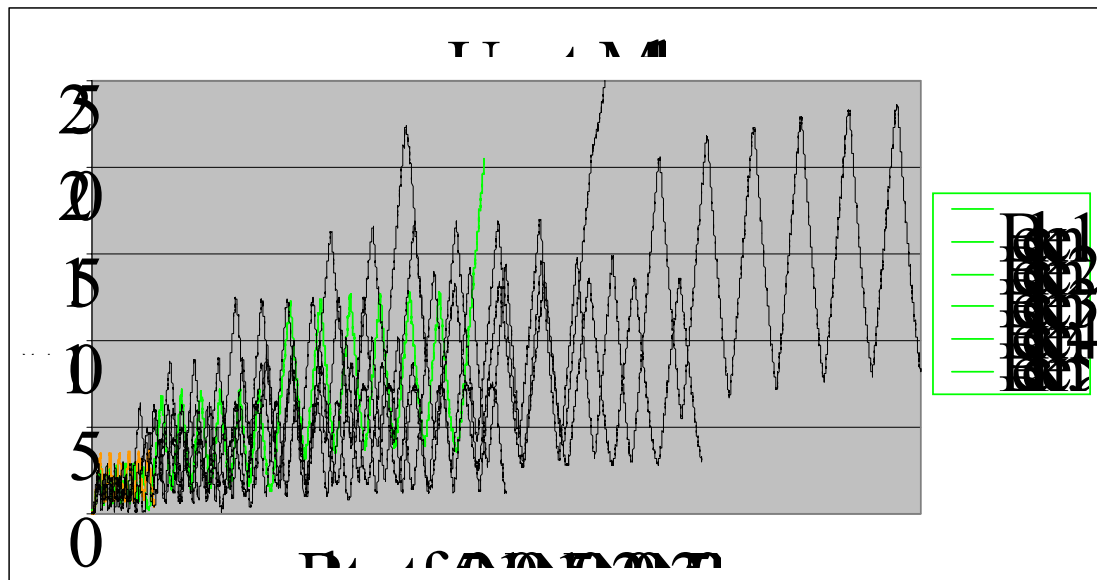
	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standard- abw
50N	0,0	0,2	0,5	0,0	4,1	0,0	0,8	1,63
100N	0,0	0,7	2,4	1,4		0,2	0	0,98
150N	0,2	1,7	15,4			0,2	4,4	7,38
200N	3,0	3,6				0,2	2,3	1,81
250N		8,3				4,0	6,2	3,04
300N		15,5					15,5	

Ab einer Rotation von mehr als 2° konnte häufig die nächste Belastungsstufe nicht mehr gehalten werden und die Beckenzwinge ist dann komplett abgesichert.

9.1.5.3 Schräg dorsaler Fixateur ohne Vorspannung

Der schräg dorsale Fixateur ohne Vorspannung wies bereits bei einer Last von 50N eine durchschnittliche Dislokation ($V_{\max} - V_{\min}$) von 2mm auf. Bei 100N betrug die Dislokation bereits 5,1mm, bei 150N, die von allen 6 Becken noch gehalten werden konnten, dann 8,5mm.

Abbildung 3: Belastungszyklische Dislokation



Darstellung aller sechs Meßzyklen des unverspannten schräg dorsalen Fixateurs. Alle sechs Becken konnten mit einer Last von 150N belastet werden. Die höchste Belastungsstufe lag bei 250N, allerdings zeigte sich hierbei kein Rückstellverhalten mehr

Mit 200N konnten nur noch drei Becken belastet werden. Hier ergaben sich durchschnittlich Werte von 12 mm (V_{\max}), 2,4 mm (V_{\min}) und 9,6 mm ($V_{\max} - V_{\min}$). In einem Fall konnten die 250N gehalten werden. V_{\max} betrug dabei 23,3 mm, V_{\min} 7,6 mm und $V_{\max} - V_{\min}$ 15,7 mm. Insgesamt erwies sich der neue Fixateur ohne Vorspannung als sehr weiches, elastisches Stabilisierungsverfahren.

Tabelle 5: Vmax / Vmin schräg dorsaler Fixateur ohne Vorspannung

	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standard- abw
50 N Max	2,1	2,9	1,8	2,2	3,6	2,9	2,6	0,67
Min	0,1	0,4	0,8	0,8	0,7	0,6	0,6	0,27
100 N Max	4,4	6,2	5,0	6,3	9,0	7,2	6,4	1,64
Min	0,6	0,8	1,2	1,9	1,5	1,5	1,3	0,48
150 N Max	6,6	10,2	8,7	12,5	16,9	12,8	11,3	3,61
Min	1,0	1,8	1,7	4,1	4,3	3,8	2,8	1,44
200 N Max	7,6	14,8	13,6				12,0	3,86
Min	1,2	3,1	2,8				2,4	1,02
250 N Max		23,3						
Min		7,6						

Rotation

Bei einer Last von 50N zeigte sich im Frakturbereich eine durchschnittliche Rotation von 0,6°, bei 100N von 1,4°, bei 150N von 2,8°. Die drei Becken, die 200N stand hielten, wiesen eine Drehung von 2,7 ° auf. Die Rotation bei einer Last von 250N lag bei 4°.

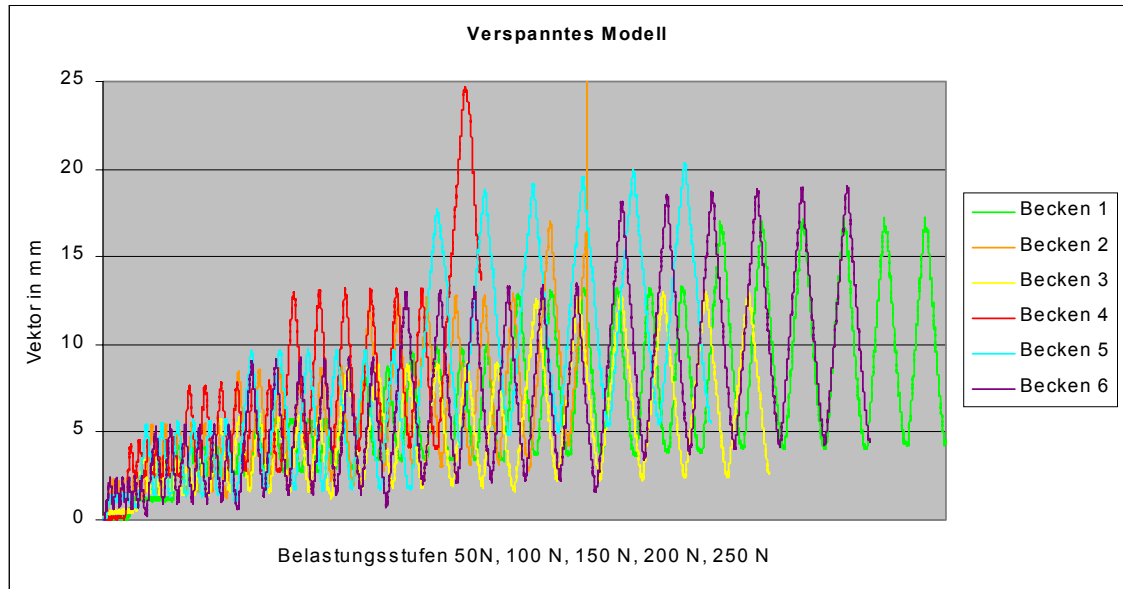
Tabelle 6:β-Rotation bei Stabilisierung mit dem schräg dorsalen Fixateur ohne Vorspannung

	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standard- abw
50 N	0,3	0,2	0,6	0,4	1,0	0,9	0,6	0,33
100 N	0,4	0,4	1,7	1,3	2,4	2,2	1,4	0,86
150 N	1,0	1,0	3,2	2,7	4,8	4,0	2,8	1,55
200 N	1,1	1,6	5,3				2,7	2,29
250 N		4,0					4	

9.1.5.4 Schräg dorsaler Fixateur, verspannt

In der Belastungsstufe mit 50N betrug die maximale Dislokation durchschnittlich 1,2 mm, die minimale Dislokation 0,6 mm und die Steifigkeit ($V_{max} - V_{min}$) 0,6 mm. Bei 100N stiegen die Dislokationen jeweils an auf 4,4 mm (V_{max}) und 1,5 mm (V_{min}).

Abbildung 4: Belastungszyklische Dislokation



Die höchste Kraftapplikation lag bei 350N in einem Fall. In allen Zyklen zeigte sich ein gleichmäßiges Einstellen auf das minimale Dislokationsniveau. Bei 200N befanden sich noch alle Becken in der Testung.

Die zyklische Belastung bei 150N ergab für V_{max} einen durchschnittlichen Wert von 7,6 mm, für V_{min} 2 mm und für $V_{max} - V_{min}$ 5,6 mm. Die 200N Laststufe, mit der alle sechs Becken noch belastet werden konnten, ergab für V_{max} 12,4 mm und für V_{min} 3,2 mm. Die Amplitude betrug dementsprechend 9,2 mm. Einer Belastung à 250N hielten nur noch drei Becken stand. Hierbei zeigten sich durchschnittliche maximale Dislokationswerte von 13,9 mm, minimale Dislokationswerte von 3,3 mm und Elastizitätswerte von 10,6 mm. Bei den Laststufen von 300N und 350N, die nur noch von einem Becken gehalten wurde, fanden sich für V_{max} Dislokationen von 13,2 mm und 17,3 mm. In der minimalen Dislokation zeigten sich dabei Werte von 3,7 mm und 4,1 mm, für $V_{max} - V_{min}$ 9,5 mm und 13,2 mm.

Tabelle 7: *Vmax / Vmin bei Stabilisierung mit dem schräg dorsalen Fixateur*

	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standardabw
50 N Max	0,2	2,4	0,6	0,2	1,5	2,5	1,2	1,06
Min	0,0	1,3	0,3	0,1	1,0	0,6	0,6	0,52
100 N Max	1,3	5,5	3,6	4,7	5,7	5,4	4,4	1,69
Min	1,0	1,6	1,4	2,4	1,3	0,9	1,5	0,54
150 N Max	4,3	8,7	5,9	7,9	9,7	9,2	7,6	2,10
Min	2,5	2,2	1,6	2,8	1,7	1,4	2,0	0,55
200 N Max	5,8	12,8	9,0	13,2	20,0	13,4	12,4	4,79
Min	2,8	3,1	1,9	4,0	5,3	2,2	3,2	1,26
250 N Max	9,9		13,0			18,9	13,9	4,57
Min	3,4		2,3			4,1	3,3	0,91
300 N Max	13,2							
Min	3,7							
350 N Max	17,3							
Min	4,1							

Rotation

Bei 50 N ergab sich eine Rotation im Frakturbereich von 0,3°, bei 100N von 0,7°, bei 150N von 1,6° und bei 200N von 2,9°. Die drei Becken, die die Last von 250N noch hielten, wiesen durchschnittlich Werte von 3,9° auf. Die Rotationsdaten des Beckens, welches noch mit 300N und 350N belastet werden konnte, lagen bei 2,9° und 3,4°.

Tabelle 8: *β-Rotation bei Stabilisierung mit dem schräg dorsalen Fixateur*

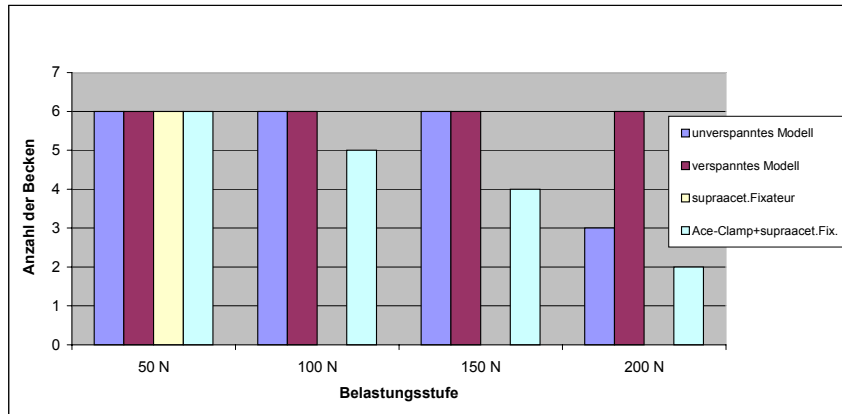
	Becken 1	2	3	4	5	6	MW	Standard-abw
50 N	0,0	0,5	0,3	0,1	0,5	0,2	0,3	0,21
100 N	0,2	0,8	0,8	0,1	1,8	0,6	0,7	0,61
150 N	1,3	1,0	2,0	0,2	3,6	1,3	1,6	1,15
200 N	1,6	1,5	3,6	0,3	8,0	2,2	2,9	2,73
250 N	2,5		5,8			3,5	3,9	1,69
300 N	2,9							
350 N	3,4							

Die gemessene Rotation aller Becken unter der Versorgung mit der Beckenzwinge

9.1.5.5 Gesamtauswertung dritte Testreihe

Die einzelnen Stabilisierungsverfahren wurden bis zu einer Belastungsstufe von 200N untereinander verglichen. Bis 200N konnten noch 11 Stabilisierungen in der Testung vermessen werden.

Abbildung 5: Anzahl der Becken, die den Belastungsstufen standgehalten haben



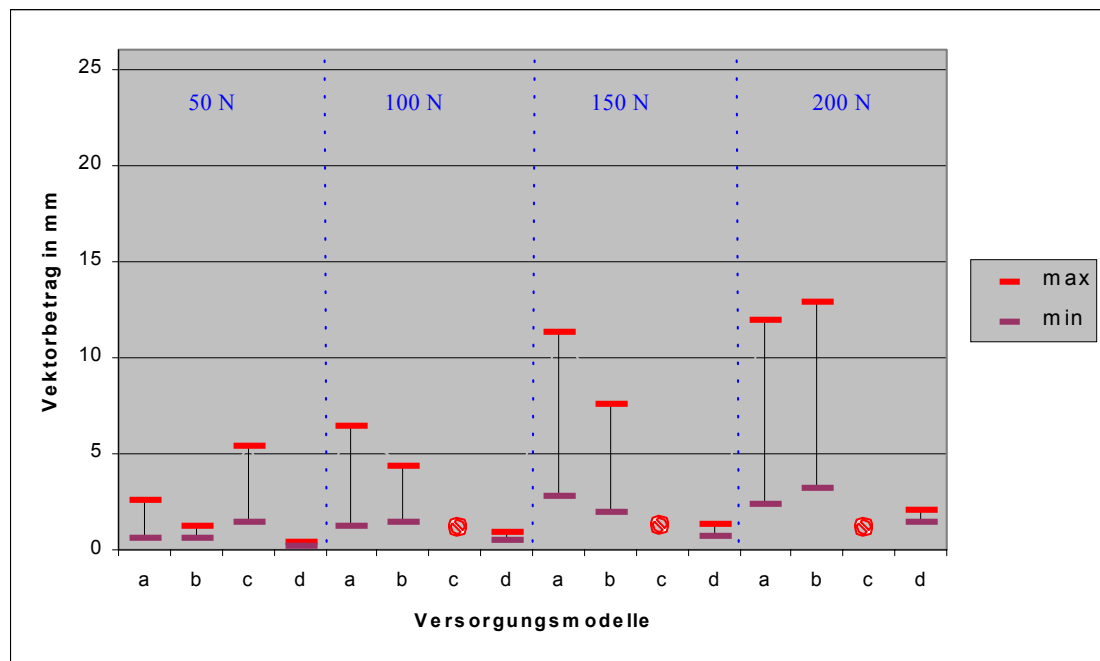
50N wurde von allen vier Stabilisierungsverfahren gehalten. Keines der mit dem supraacetabulären Fixateur stabilisierten Becken konnte 100N stand halten. Der schräg dorsale Fixateur – verspanntes und unspanntes Modell - konnte mit allen sechs Becken sowohl bei 100N, als auch bei 150N vermessen werden; die Beckenzwinge schied pro Belastungsstufe mit einem weiteren Becken aus. Bei 200N waren noch sechs Becken für das verspannte Modell, drei für das unspannte Modell und zwei für die Beckenzwinge in der Testung.

Für den Vergleich der Modelle wurden die Mittelwerte der Ergebnisse (V_{max} , V_{min} , $V_{max} - V_{min}$ und β - Rotation) der sechs Becken pro Belastungsstufe für das entsprechende Modell berechnet. Zudem wurde die Standardabweichung mit aufgetragen.

9.1.5.5.1 Translation

Der supraacetabuläre Fixateur schnitt auch am Instabilitätsmodell der Sakrumfraktur am schlechtesten ab. Er konnte nur einer Belastung von 50N standhalten und zeigte hier die höchsten Dislokationswerte mit einer maximalen Dislokation von 5,4mm bei einer Amplitude von 3,9mm. Die Werte waren jeweils signifikant schlechter als die der anderen Stabilisierungsverfahren.

Der unspannte schräg dorsale Fixateur lieferte deutlich bessere Daten bei Belastbarkeit bis 200N. Bei anfänglich ähnlichem Kurvenverlauf wie der verspannte schräg dorsale Fixateur zeigten sich bei 150N jedoch deutlich höhere Dislokationswerte. Bei 200N konnten noch 3 Becken ausgewertet werden bei maximaler Dislokation von 12mm und einer Amplitude von 9,6mm.

Abbildung 6: Gesamtauswertung Translation

Darstellung der Mittelwerte mit Standardabweichung pro Belastungsstufe und Versorgungstyp.

a: Schräg dorsaler Fixateur, nicht verspannt; b: Schräg dorsaler Fixateur, verspannt

c: Supraacetabulärer Fixateur; d: Beckenzwinge

⊗ Versager

Tabelle 9: Durchschnittliche Dislokationen in mm mit Standardabweichung

	50N	σ	100N	σ	150N	σ	200N	σ
Modell A								
Max	2,6	0,67	6,4	1,64	11,3	3,61	12,0	3,86
Min	0,6	0,27	1,3	0,48	2,8	1,44	2,4	1,02
Modell B								
Max	1,2	1,06	4,4	1,69	7,6	2,1	12,9	4,79
Min	0,6	0,52	1,5	0,54	2	0,55	3,2	1,26
Modell C			Versagen					
Max	5,4	0,9						
Min	1,5	0,55						
Modell D								
Max	0,4	0,28	0,9	0,65	1,4	1,10	2,1	1,0
Min	0,2	0,21	0,5	0,69	0,7	0,66	1,5	0,9

A: Schräg dorsaler Fixateur, nicht verspannt

B: Schräg dorsaler Fixateur, verspannt

C: Supraacetabulärer Fixateur

D: Beckenzwinge

σ : Standardabweichung

Der schräg dorsale Fixateur wies auch beim Modell der Sakrumfraktur durchweg die

zweitbesten Werte auf nach der Beckenzwinge. Nur bei 100N bestanden jedoch signifikante Unterschiede zwischen beiden Stabilisierungsarten. Allerdings muß berücksichtigt werden, daß mit der Beckenzwinge nur noch zwei Becken mit 200N belastet werden konnten, da die anderen keine genügende Rückstellfähigkeit aufwiesen oder komplett abwichen. Das Problem war häufig bereits an der niedrigeren Belastungsstufe an der Rotation abzulesen. Mit dem schräg dorsalen Fixateur konnten zwar alle 6 Becken mit 200N belastet werden, die durchschnittliche maximale Dislokation lag jedoch bei 12,4mm bei einer Amplitude von 9,2mm.

Tabelle 10: Signifikanzen dritte Testreihe, Translation

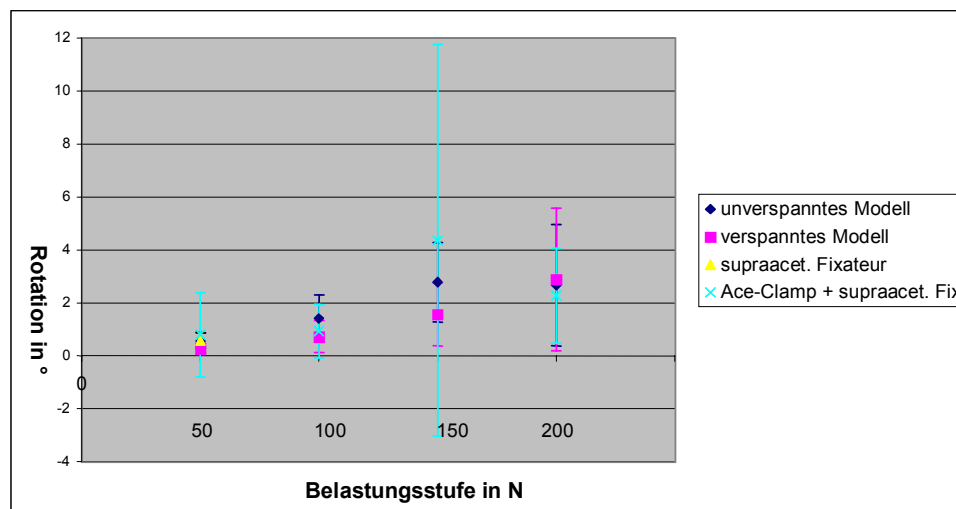
	a/b	a/c	a/d	b/c	b/d	c/d
50N	+	+	+	+	-	+
100N	+	x	+	x	+	x
150N	+	x	-	x	-	x
200N	-	x	-	x	-	x

„+“: signifikanter Unterschied, „-“: kein signifikanter Unterschied,
 x: es gab keine vergleichbaren Werte in dieser Belastungsstufe,
 A: schräg dorsaler Fixateur, ohne Spannung, B: schräg dorsaler Fixateur,
 C: Supraacetabulärer Fixateur, D: ACE-Clamp

9.1.5.5.2 Rotation

In der β - Rotation beginnt der Kurvenverlauf aller vier Modelle fast vom gleichen Punkt aus. Der supraacetabuläre Fixateur verhielt sich hier nicht viel anders als die anderen Versorgungstypen.

Abbildung 7 β Rotation – gesamt



Darstellung der gesamten Mittelwerte samt Standardabweichung in der β - Rotation.

Das unverspannte und verspannte Modell des schräg dorsalen Fixateurs zeigten einen fast analogen Verlauf mit kontinuierlichem Anstieg und mittlerer Rotationsbewegung unter 3° bis 200N. Die Beckenzwinge in Kombination mit dem supraacetabulären Fixateur wies in den unteren Kraftstufen (bis 100N) nur geringe rotatorische Abweichungen auf. Bei 150N variierten die Rotationswerte jedoch stark bei einem Mittelwert von 4,4° und einer Standardabweichung von 7,4.

Insgesamt bestanden in der Rotation um die y – Achse keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Stabilisierungsverfahren.

9.1.6 Vierte Testreihe

Am Instabilitätsmodell der C1.2 Verletzung mit SI-Gelenk Sprengung und Symphysensprengung wurde die aus der ersten Testreihe favorisierte Version des schräg dorsalen Fixateurs an zehn Beckenmodellen gegen interne Fixationsverfahren getestet. Da nur acht Beckenmodelle komplett ausgewertet werden konnten, sind nur diese acht aufgeführt.

In randomisierter Reihenfolge und analogem Versuchsaufbau zur ersten Serie wurden folgende Stabilisierungsverfahren biomechanisch getestet:

- Sawaguchi Platte

- DCP Doppelplattenosteosynthese

- SI Schraube

- Schräg dorsaler Fixateur



Der vordere Beckenring wurde jeweils mit dem supraacetabulären Fixateur stabilisiert. Als Meßverfahren zur Erfassung der belastungszyklischen Translation und Rotation wurde das optische Meßsystem Qualisys verwendet.

9.1.6.1 Sawaguchi Platte



Bei Stabilisierung des Beckenmodells mit der Sawaguchi Platte für das SI-Gelenk und dem supraacetabulären Fixateur für den vorderen Beckenring konnten alle Becken den einzelnen Belastungsstufen bis 500N stand halten.

Abbildung 8: Belastungszyklische Dislokation in mm, Sawaguchi Platte

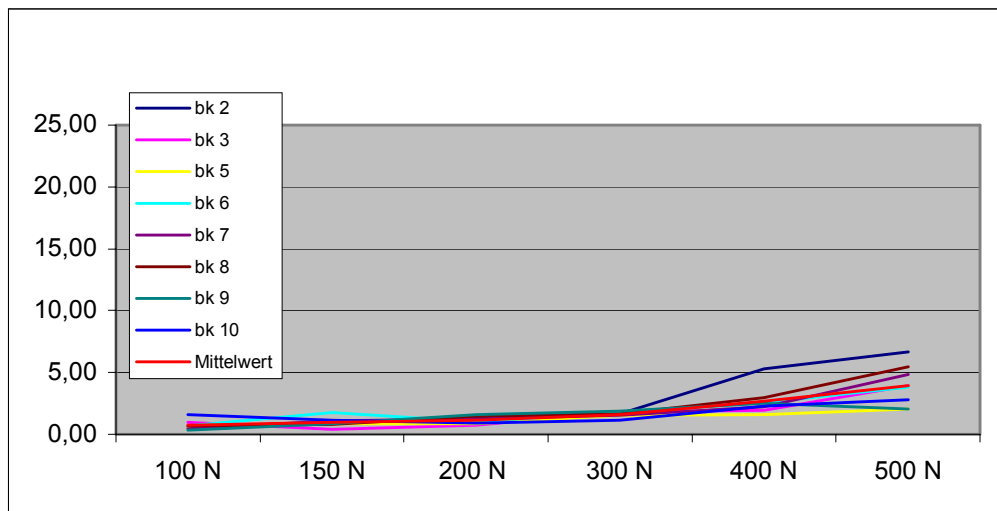


Tabelle 11: Vmax / Vmin bei Stabilisierung mit Sawaguchi Platte

		2	3	5	6	7	8	9	10	MW	Standard-abw
100N	Max	0,69	0,92	0,69	0,71	0,62	0,84	0,95	2,43	0,98	0,60
	Min	0,24	0,13	0,21	0,16	0,32	0,21	0,68	1,02	0,37	0,31
150N	Max	0,97	0,83	1,05	1,70	1,02	1,16	1,52	1,66	1,24	0,34
	Min	0,27	0,38	0,20	0,12	0,14	0,29	0,73	0,80	0,37	0,26
200N	Max	1,37	0,69	1,32	1,06	1,40	1,57	3,05	1,11	1,45	0,70
	Min	0,14	0,17	0,43	0,19	0,39	0,19	1,81	0,36	0,46	0,56
300N	Max	1,98	1,85	1,86	1,76	1,69	1,71	2,26	1,43	1,82	0,24
	Min	0,51	0,16	0,34	0,15	0,29	0,18	0,89	0,42	0,37	0,25
400N	Max	4,83	2,12	1,71	-	2,25	2,87	3,04	2,63	2,78	1,01
	Min	0,76	0,32	0,16	-	0,27	0,27	0,96	0,91	0,52	0,34
500N	Max	6,87	3,90	2,12	3,79	4,75	5,42	3,03	3,48	4,17	1,48
	Min	0,35	0,30	0,37	0,41	0,42	0,22	0,85	1,11	0,50	0,31

Die gemessenen maximalen und minimalen Dislokationen aller Becken bei Versorgung mit Sawaguchi Platte

Bis zu einer Belastung von 300N betrug die Dislokation ($V_{\max} - V_{\min}$) bei allen Beckenmodellen unter 2mm bei einer mittleren Amplitude von 1,45mm. Bei 400N lag die mittlere Dislokation dann bei 2,26mm, bei 500N schließlich 3,67mm. Auffällig ist die durchweg gute Rückstellfähigkeit mit einem durchschnittlichen V_{\min} von 0,5mm selbst bei 500N.

Rotation

Die durchschnittliche maximale Rotation betrug bis zu einer Last von 200N 1Grad. Bei einer Belastung von 400N lag die Rotation dann im Schnitt bei 1,95°, bei 500N bei 2,68° mit einer Standardabweichung von 0,91.

Tabelle 12: Rotation Sawaguchi Platte

	bk 2	bk3	bk 5	bk6	bk7	bk8	bk9	bk10	MW	St
100 N	0,63	0,46	0,41	0,52	0,58	0,44	0,47	0,72	0,53	0,11
150 N	0,89	0,68	0,53	1,11	0,91	0,74	0,68	1,18	0,84	0,22
200 N	1,38	0,79	0,71	1,03	1,05	1,09	0,77	1,27	1,01	0,24
300 N	1,97	1,03	0,90	0,95	1,51	1,58	1,92	1,56	1,43	0,42
400 N	2,73	1,56	1,19	1,60	1,79	2,41	2,08	2,23	1,95	0,51
500 N	4,52	2,56	1,83	2,81	2,56	3,28	1,58	2,33	2,68	0,91

9.1.6.2 DCP Doppelplattenosteosynthese



Alle acht Beckenmodelle, die mit 2 DC-Platten und dem supraacetabulären Fixateur stabilisiert waren, konnten der Belastung von 500N standhalten. Bis zu einer Last von 300N betrug die Dislokation ($V_{\max} - V_{\min}$) nur bei einem Becken mehr als 2mm bei einem Durchschnittswert von 1,4mm. Bei 400N lag die mittlere Dislokation bei 2,35mm, bei 500N bei 2,91mm. Als Maß für die Rückstellfähigkeit blieb V_{\min} bis 500N bei einem Mittel von 0,54mm, bei einer Standardabweichung von 0,41.

Abbildung 9: Translation in mm bei Stabilisierung mit zwei DCP

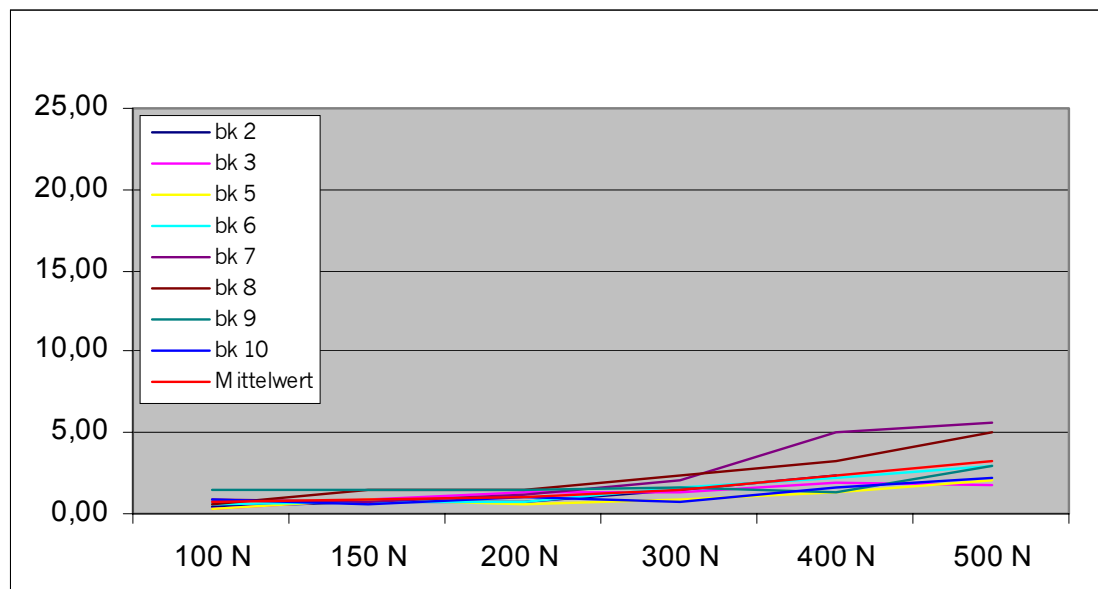


Tabelle 13: *Vmax / Vmin bei Stabilisierung mit zwei DCP*

	2	3	5	6	7	8	9	10	MW	Standardabweichung
100N Max	0,37	0,42	0,36	0,46	1,17	0,69	1,96	1,17	0,83	0,57
Min	0,09	0,13	0,10	0,11	0,52	0,17	0,50	0,25	0,23	0,18
150N Max	0,80	0,91	0,86	0,69	0,81	1,79	2,50	0,77	1,14	0,65
Min	0,14	0,06	0,28	0,09	0,15	0,36	0,98	0,23	0,29	0,30
200N Max	0,85	1,33	0,81	0,77	1,15	1,76	1,66	1,05	1,17	0,38
Min	0,30	0,15	0,32	0,12	0,24	0,35	0,31	0,06	0,23	0,11
300N Max	1,63	1,47	0,92	1,76	2,13	2,92	1,66	0,95	1,68	0,64
Min	0,20	0,43	0,07	0,27	0,26	0,62	0,12	0,23	0,28	0,18
400N Max	2,57	2,05	-	2,46	4,87	3,51	2,03	1,81	2,76	1,09
Min	0,15	0,33	-	0,32	0,42	0,53	0,81	0,28	0,41	0,21
500N Max	-	1,88	2,07	3,46	5,34	5,87	3,14	2,40	3,45	1,58
Min	-	0,27	0,20	0,67	0,87	1,28	0,25	0,26	0,54	0,41

Die gemessenen maximalen und minimalen Dislokationen aller Becken bei Versorgung mit zwei DCP

Rotation

Mit einem Mittelwert unter 1° bis zu einer Last von 200N war die Rotationsbewegung wie erwartet sehr gering. Bei 500N lag sie im Mittel bei 2,43°.

Tabelle 14: *Rotation*

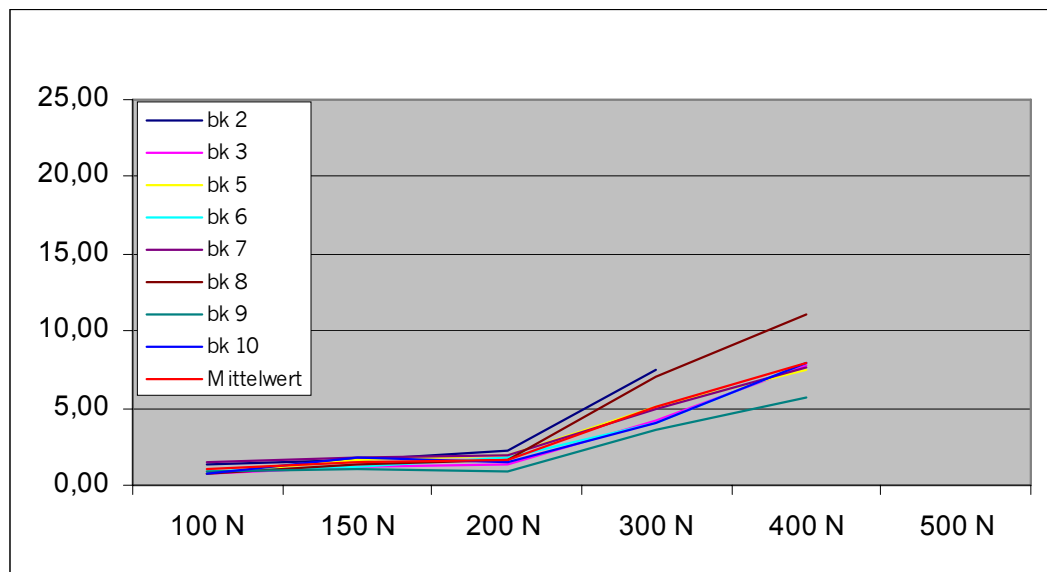
	bk 2	bk 3	bk 5	bk6	bk7	bk8	bk9	bk10	MW	St
100 N	0,38	0,47	0,38	0,52	0,33	0,43	0,48	0,38	0,42	0,06
150 N	0,54	0,81	0,50	1,11	0,63	0,81	0,53	0,72	0,71	0,20
200 N	0,94	0,88	0,58	1,03	0,87	0,97	0,50	1,22	0,87	0,23
300 N	1,37	1,13	0,87	0,95	2,01	1,66	0,90	0,69	1,20	0,45
400 N	2,03	1,33	1,22	1,60	2,52	2,61	1,32	0,95	1,70	0,62
500 N	2,99	1,86	1,78	2,81	3,68	3,25	1,49	1,53	2,43	0,86

9.1.6.3 SI Schraube



Die mit SI-Schraube und supraacetabulärem Fixateur stabilisierten Beckenmodelle zeigten bei einer Belastung von 100N eine mittlere Dislokation ($V_{\max} - V_{\min}$) von knapp 1 mm, bei 150N waren es 1,27mm. Auch bei 200N Last lag die mittlere Dislokation mit 1,45mm unter 1,5mm. Auch wenn alle acht Becken der Belastung mit 300N standhielten, lag die mittlere maximale Dislokation mit 5,23mm bei einem Maximum von 7,56mm bereits deutlich höher bei einer Amplitude von 4,6mm. Bei einer Last von 400N konnten nur noch sieben der acht Becken ausgewertet werden mit einer mittleren Verschiebung im Instabilitätsbereich von 8,88mm. Bei 500N konnten noch 4 Becken getestet werden, wobei bei zwei Becken die maximale Dislokation jeweils über 15mm lag bei einem Durchschnittswert von 15,04mm für V_{\max} und 2,75 für V_{\min} .

Abbildung 10: Lastabhängige Dislokation in mm, SI Schraube



Lastabhängige Dislokation der Becken mit SI-Schraube und supraacetabulärem Fixateur

Tabelle 15: *Vmax / Vmin bei Stabilisierung mit SI Schraube*

	2	3	5	6	7	8	9	10	MW	Standard-abw
100N Max	1,49	0,83	0,79	1,13	1,57	1,03	1,13	1,31	1,16	0,28
Min	0,28	0,17	0,15	0,23	0,06	0,26	0,22	0,57	0,24	0,15
150N Max	1,76	1,34	1,37	1,73	2,03	1,38	1,06	1,99	1,58	0,35
Min	0,30	0,15	0,33	0,64	0,28	0,29	0,17	0,32	0,31	0,15
200N Max	2,39	1,64	1,44	1,84	2,45	2,16	1,02	1,97	1,86	0,49
Min	0,20	0,42	0,31	0,33	0,48	0,59	0,29	0,63	0,41	0,15
300N Max	7,56	4,73	4,83	4,55	5,21	6,90	3,66	4,41	5,23	1,32
Min	0,23	0,66	0,72	0,88	0,68	1,1	0,18	0,60	0,63	0,31
400N Max	-	8,60	8,33	9,10	8,87	17,44	6,30	19,44	11,15	5,09
Min	-	1,25	1,0	1,81	2,0	6,36	0,88	2,57	2,27	1,90
500N Max	-	-	8,33	-	22,77	-	9,63	19,44	15,04	7,15
Min	-	-	1,02	-	6,32	-	1,10	2,57	2,75	2,48

Die gemessenen maximalen und minimalen Dislokationen aller Becken bei Versorgung mit SI Schraube

Rotation

Bis zu einer Last von 200N betrug die mittlere Rotation jeweils unter 2°. Ab 300N zeigte sich jedoch eine deutliche Zunahme der Drehbewegung mit einem Mittelwert von 2,95° bei 300N und 4,55° bei 400N. Unter einer Belastung von 500N betrug die Rotation der fünf noch auszuwertenden Becken jeweils knapp 5° oder deutlich darüber bei einem Mittel von 9,35° und einer Standardabweichung von 5,05.

Tabelle 16: *Rotation SI Schraube*

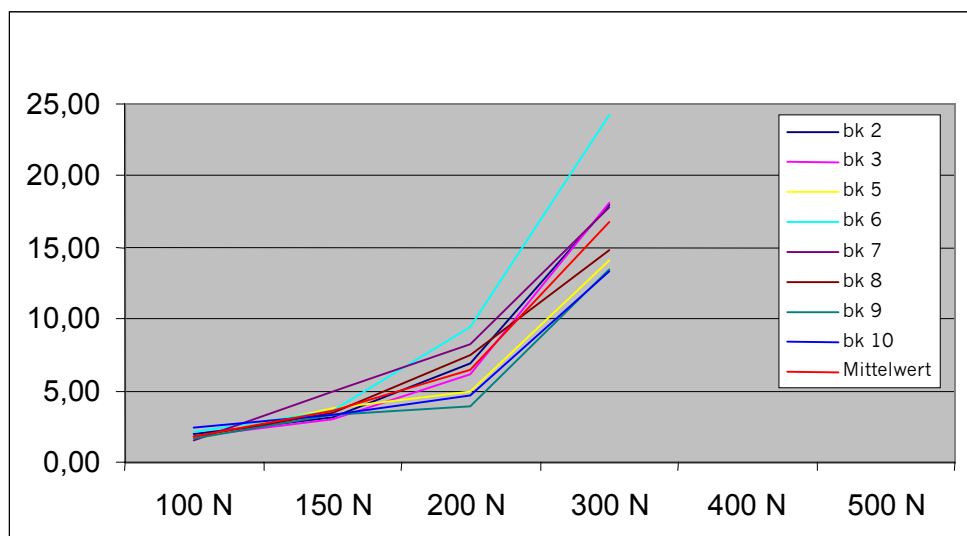
	bk 2	bk 3	bk 5	bk6	bk7	bk8	bk9	bk10	MW	St
100 N	0,68	0,74	0,53	1,24	1,13	1,06	0,61	0,84	0,85	0,26
150 N	1,62	1,46	1,79	0,88	1,05	1,74	1,37	1,06	1,37	0,34
200 N	1,60	1,48	1,69	1,51	1,71	1,64	1,28	1,45	1,55	0,14
300 N	4,36	2,68	2,27	2,50	2,79	3,57	2,52	2,91	2,95	0,69
400 N		3,62	4,38	5,21	4,26	6,71	3,36	4,30	4,55	1,12
500 N		18,00	8,66		7,18		4,86	8,03	9,35	5,05

9.1.6.4 Schräg dorsaler Fixateur



Die mit dem schräg dorsalen Fixateur stabilisierten Becken konnten jeweils einer Belastung bis 300N standhalten, wobei dann die mittlere Dislokation ($V_{\max}-V_{\min}$) bereits 16 mm betrug.

Abbildung 11: Lastabhängige Dislokation in mm, Schräg dorsaler Fixateur



Lastabhängige Dislokation der einzelnen Becken bei Stabilisierung mit dem schräg dorsalen Fixateur.

Tabelle 17: V_{\max} / V_{\min} bei Stabilisierung mit schräg dorsalem Fixateur

	2	3	5	6	7	8	9	10	MW	Standard-abw
100N										
Max	2,33	2,58	2,15	2,89	2,24	2,70	1,62	3,15	2,46	0,48
Min	0,49	0,93	0,60	0,66	0,89	1,0	0,24	0,80	0,70	0,26
150N										
Max	4,07	3,41	4,18	4,84	5,19	4,32	3,43	4,18	4,20	0,61
Min	1,10	0,61	1,18	1,30	0,68	0,98	0,36	1,0	0,90	0,32
200N										
Max	7,60	6,84	5,73	10,81	8,90	7,94	4,40	5,67	7,24	2,04
Min	1,24	1,07	1,18	1,47	1,09	0,77	0,61	1,17	1,08	0,27
300N										
Max	27,8	24,8	20,83	33,10	33,71	16,71	25,35	20,80	25,39	6,00
Min	10,1	6,84	7,31	11,22	17,76	1,91	12,46	7,61	9,40	4,68

Bei 100N lag die mittlere Verschiebung im Bereich des hinteren Beckenrings bei 1,76mm. Unter einer Last von 150N steigerte sich dies auf ein Mittel von 3,3mm. Bei 200N betrug

die mittlere Dislokation dann 6,16mm.

Rotation

Die Rotation betrug bereits bei 100N im Mittel 1°. Bei 200N stieg die Drehbewegung auf ein Mittel von 2,51° an bei recht einheitlichen Werten für alle 8 Becken und einer Standardabweichung von 0,39. In der letztmöglichen Laststufe von 300N lag die Rotation dann bei durchschnittlich 4,83°.

Tabelle 18: Rotation, Schräg dorsaler Fixateur

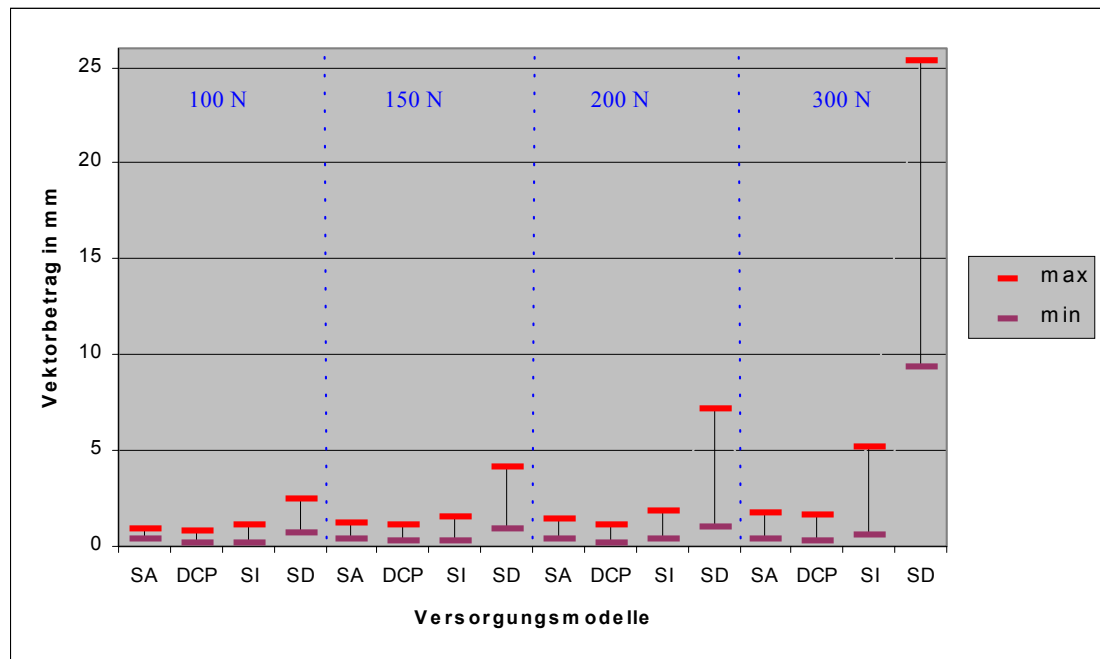
	bk 2	bk3	bk 5	bk6	bk7	bk8	bk9	bk10	MW	St
100 N	1,58	1,00	0,56	0,85	0,94	1,51	0,70	0,92	1,01	0,36
150 N	1,73	1,94	0,90	1,87	2,07	2,11	1,55	1,07	1,66	0,45
200 N	2,23	2,02	2,84	3,22	2,71	2,44	2,31	2,31	2,51	0,39
300 N	5,27	5,56	3,75	5,81	5,51	5,01	3,11	4,62	4,83	0,95

9.1.6.5 Gesamtauswertung vierte Testreihe

9.1.6.5.1 Translation

Im Vergleich mit den internen Stabilisierungsverfahren wies der schräg dorsale Fixateur durchweg die größten Dislokationen auf. Bereits ab der Laststufe 100N war der Unterschied gegenüber den internen Osteosyntheseverfahren statistisch signifikant. Das Ausmaß der Dislokationen bei der DCP Plattenosteosynthese und der neuen SI Platte (Sawaguchi) war nahezu identisch in den Laststufen bis 300N. Erst ab 400N zeigten sich geringfügig geringere Werte für die Doppelplattenosteosynthese, jedoch ohne statistische Signifikanz.

Abbildung 12: Lastabhängige Dislokationen der einzelnen Stabilisierungen im Vergleich



SA = Sawaguchi Platte; DCP = DC-Plattenosteosynthese
 SI = SI Schraube; SD = Schräg dorsaler Fixateur

Bei Stabilisierung des dorsalen Beckenrings mit einer SI Schraube lagen die Dislokationen bis 200N im Bereich der anderen beiden internen Stabilisierungen. Ab 300N waren jedoch deutlich größere Verschiebungen im Bereich der SI-Fuge zu verzeichnen, so daß bei 400N ein signifikanter Unterschied bestand und bei 500N nur noch vier Becken der Last stand hielten und ausgewertet werden konnten.

Tabelle 19: Durchschnittliche Dislokationen (Vmax und Vmin) der einzelnen Stabilisierungsverfahren

	100 N	σ	150N	σ	200N	σ	300N	σ
Sawaguchi Max	0,98	0,60	1,24	0,34	1,45	0,70	1,82	0,24
Min	0,37	0,31	0,37	0,26	0,46	0,56	0,37	0,25
DCP Max	0,83	0,57	1,14	0,65	1,17	0,38	1,68	0,64
Min	0,23	0,18	0,29	0,30	0,23	0,11	0,28	0,18
SI Schraube Max	1,16	0,28	1,58	0,35	1,86	0,49	5,23	1,32
Min	0,24	0,15	0,31	0,15	0,41	0,15	0,63	0,31
Schräg dorsal Max	2,46	0,48	4,2	0,61	7,24	2,04	25,39	6,0
Min	0,70	0,26	0,9	0,32	1,08	0,27	9,40	4,68

Tabelle 20: Signifikanzen

	A / B	A / C	A / D	B / C	B / D	C / D
100 N	0,176	0,326	0,069	0,575	0,017	0,012
150 N	0,575	0,735	0,036	0,262	0,042	0,012
200 N	0,326	0,327	0,012	0,092	0,012	0,012
300 N	0,528	0,161	0,012	0,012	0,012	0,012
400 N	0,528	0,046		0,028		
500 N	1	0,068		0,068		

A: Sawaguchi Platte

B: DCP Doppelplattenosteosynthese

C: SI Schraube

D: Schräg dorsaler Fixateur

9.1.6.5.2 Rotation

Auch bei der Messung der durchschnittlichen Rotation wies der schräg dorsale Fixateur jeweils die höchsten Werte auf. Von den internen Stabilisierungsverfahren war bei der SI Schraube die größte Rotationskomponente in jeder Belastungsstufe zu verzeichnen.

Tabelle 21: Lastabhängige Rotation

	Sawaguchi	DCP	SI-Schraube	Schrägdorsal
100 N	0,53	0,30	0,80	0,87
150 N	0,80	0,51	0,93	1,37
200 N	1,01	0,69	1,07	1,60
300 N	1,50	0,98	2,36	3,62
400 N	2,00	1,36	2,98	
500 N	2,67	1,86		

9.2 Testreihe an Humanpräparaten

Im beschriebenen Versuchsaufbau unter Belassen des Beckens in situ und Lasteinleitung über die rechte untere Extremität wurden an vier Humanpräparaten folgende Stabilisierungsverfahren biomechanisch getestet:

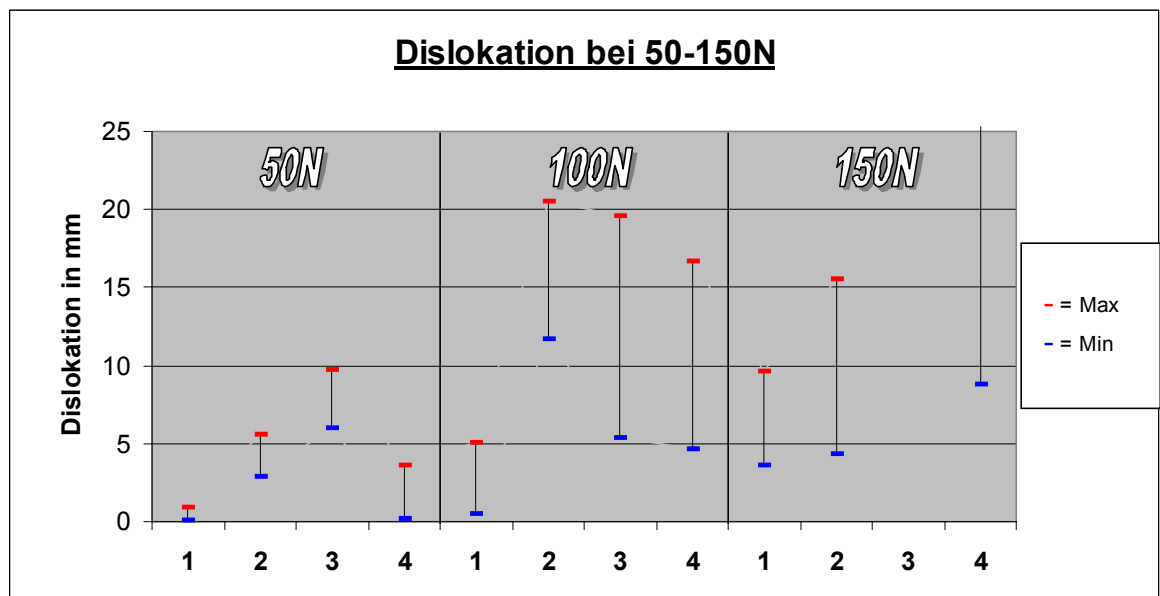
- Supraacetabulärer Fixateur
- Schräg dorsaler Fixateur
- Interne Stabilisierung mit DCP Doppelplattenosteosynthese

Als Instabilitätsmodell diente eine **C1.2 Instabilität rechts mit SI-Gelenk Sprengung und Symphysensprengung**. Die Messung der Dislokation erfolgte wie in der vierten Testserie mit dem optischen Meßsystem Qualisys.

9.2.1 Supraacetabulärer Fixateur

Bei der Testung am Humanpräparat wiesen die mit dem supraacetabulären Fixateur stabilisierten Becken bei 50N eine durchschnittliche Dislokation ($V_{\max} - V_{\min}$) von 2,65mm im Instabilitätsbereich auf. Bei 100N Belastung stieg die Dislokation im Mittel auf 10,48mm an, bei 150N konnten noch drei Becken ausgewertet werden bei einer Verschiebung von 11,05mm.

Abbildung 13: Lastabhängige Dislokation



Dislokation bei Stabilisierung mit dem supraacetabulären Fixateur, Humanpräparat 1-4

Tabelle 22: Lastabhängige Dislokation in mm bei Stabilisierung mit dem supraacetabulären Fixateur

	1	2	3	4	MW	Standardabwe
50N Max	0,94	5,61	9,74	3,6	4,97	3,71
Min	0,06	2,92	6,06	0,22	2,32	2,82
100N Max	5,05	15,52	19,65	16,65	14,22	6,36
Min	0,49	4,35	5,43	4,7	3,74	2,21
150N Max	9,64	20,53		27,1	19,09	8,82
Min	3,6	11,68		8,84	8,04	4,10

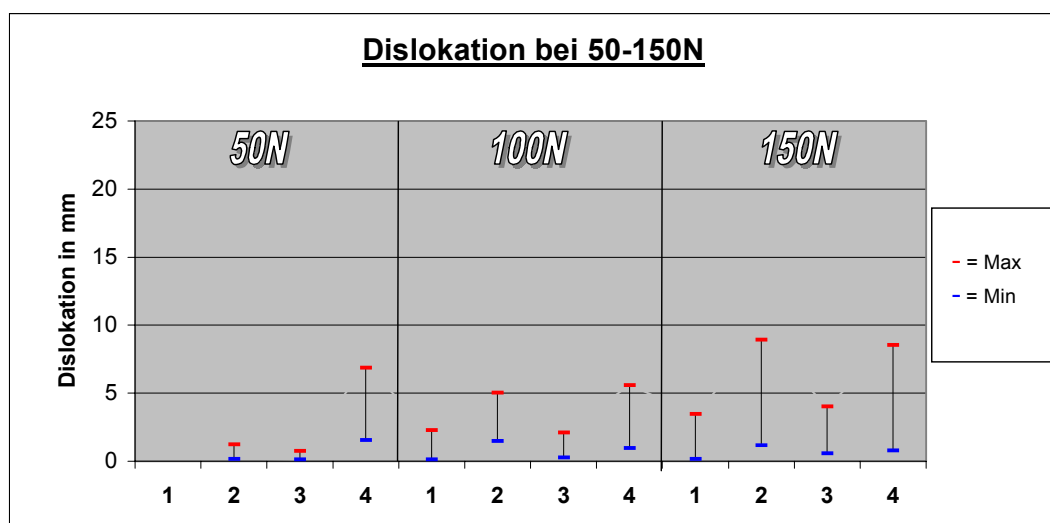
9.2.2 Schräg dorsaler Fixateur

Der Schräg dorsale Fixateur konnte in allen Fällen mit bis zu 300N belastet werden, bei allerdings einer maximalen Dislokation von bis zu 25mm. Bei 100N betrug die mittlere Dislokation ($V_{\max} - V_{\min}$) 3,04mm, bei 150N 5,56mm. Unter einer Last von 200N blieb nur bei einem Becken die maximale Dislokation unter 5mm bei einem Durchschnittswert von 8,6mm für die Amplitude. Bei 250N lag die Verschiebung zwischen 8,3 und 17,59mm.

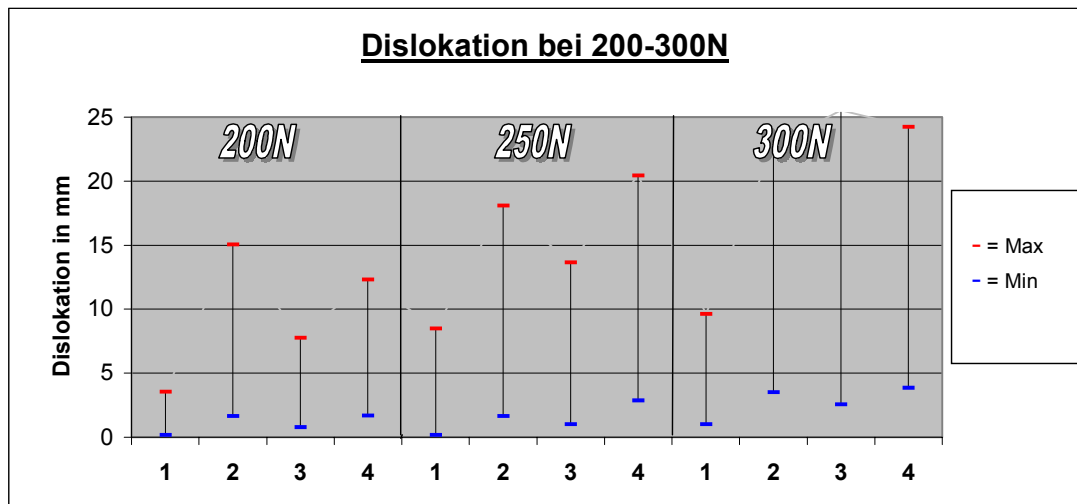
Tabelle 23: Lastabhängige Dislokation

	1	2	3	4	MW	Standard-abw
50N Max	/	1,24	0,75	6,89	2,96	3,41
Min	/	0,17	0,13	1,55	0,61	0,81
100N Max	2,29	5,03	2,12	5,60	3,76	1,81
Min	0,13	1,50	0,29	0,97	0,72	0,63
150N Max	3,47	8,92	4,02	8,54	6,24	2,89
Min	0,16	1,17	0,58	0,81	0,68	0,43
200N Max	3,57	15,07	7,77	12,34	9,69	5,07
Min	0,20	1,66	0,81	1,70	1,09	0,72
250N Max	8,49	18,11	13,64	20,46	15,18	5,28
Min	0,19	1,67	1,01	2,87	1,43	1,13
300N Max	9,64	22,76	25,52	24,25	20,54	7,35
Min	1,03	3,51	2,58	3,87	2,75	1,27

Abbildung 14 a und b: Lastabhängige Dislokation



Dislokation bei Stabilisierung mit dem schräg dorsalen Fixateur, Humanpräparat 1-4



Dislokation bei Stabilisierung mit dem schräg dorsalen Fixateur, Humanpräparat 1-4

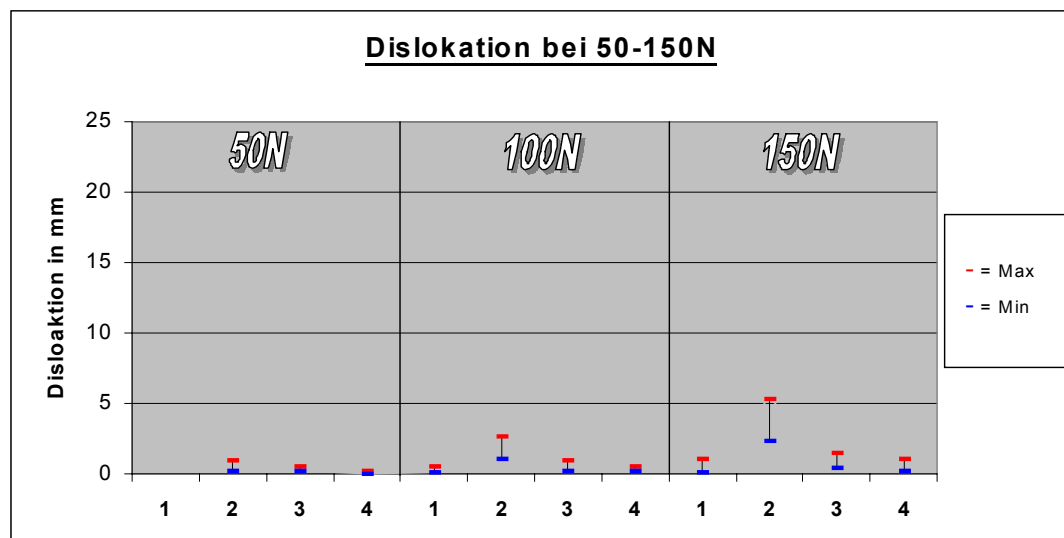
9.2.3 Interne Stabilisierung mit DCP Doppelplattenosteosynthese

Alle mit 2 DC-Platten und dem supraacetabulären Fixateur stabilisierten Becken konnten mit bis zu 400N belastet werden bei einer mittleren Dislokation von 6,2mm. Bei 100N betrug die mittlere Verschiebung unter 1mm. Während bei dem ersten Präparat die Dislokation ($V_{\max} - V_{\min}$) bis 250N unter 2mm blieb, lag der Mittelwert bei 3,53mm. Unter einer Belastung von 300N betrug dann die durchschnittliche Dislokation 4,65mm und lag damit noch unter 5mm.

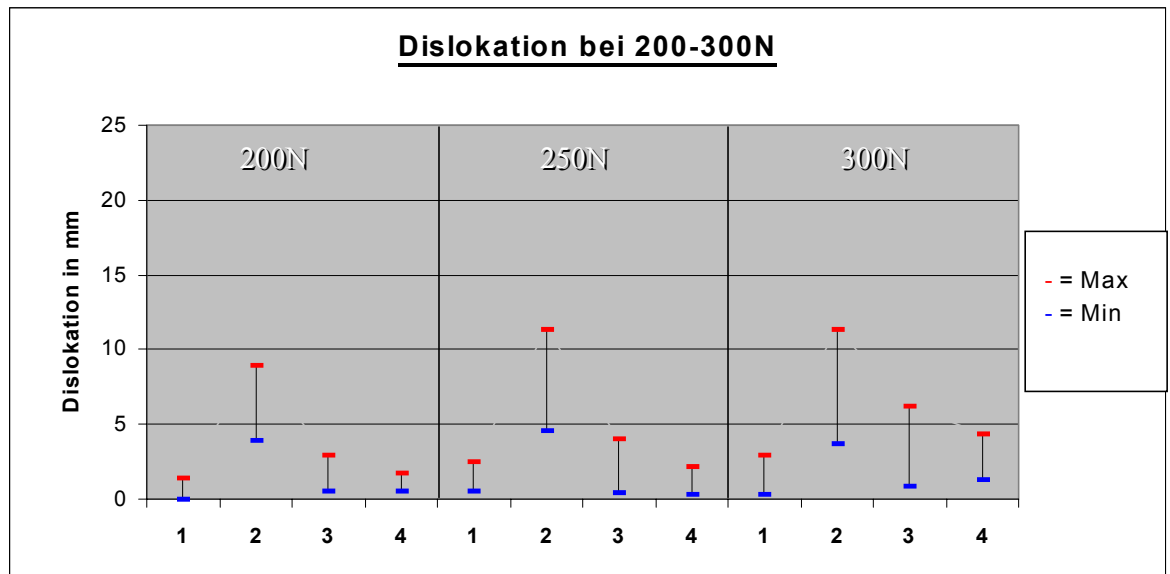
Tabelle 24: Lastabhängige Dislokation

	1	2	3	4	MW	Standard-abw
50N Max	/	1,00	0,51	0,24	0,58	0,38
Min	/	0,26	0,22	0,02	0,17	0,13
100N Max	0,55	2,63	0,96	0,49	1,16	1,00
Min	0,11	1,07	0,20	0,17	0,39	0,46
150N Max	1,08	5,34	1,53	1,02	2,24	2,08
Min	0,10	2,39	0,47	0,18	0,78	1,08
200N Max	1,41	8,95	2,91	1,80	3,77	3,51
Min	0,04	3,91	0,54	0,51	1,25	1,79
250N Max	2,48	11,36	3,99	2,21	5,01	4,30
Min	0,51	4,61	0,44	0,34	1,48	2,09
300N Max	2,90	11,31	6,18	4,32	6,18	3,67
Min	0,34	3,68	0,82	1,29	1,53	1,48
350N Max	/	13,86	7,86	5,14	8,95	4,46
Min	/	4,28	1,61	1,16	2,35	1,69

Abbildung 15: Lastabhängige Dislokation



Dislokation bei Stabilisierung mit zwei DCP, Humanpräparat 1-4



Dislokation bei Stabilisierung mit zwei DCP, Humanpräparat 1-4

9.2.4 Gesamtauswertung Humanpräparate

Der supraacetabuläre Fixateur wies in den Kraftstufen, in denen er gemessen werden konnte, die jeweils größten Dislokationen auf. Es konnten zwar noch drei Becken mit 150N belastet werden, aber nur in einem Fall lag die Dislokation unter 10mm.

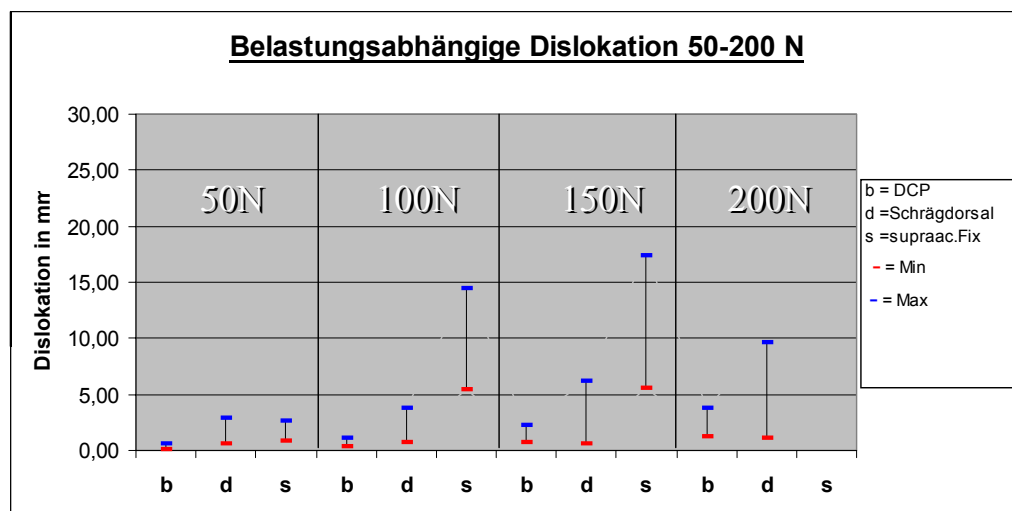
Der schräg dorsale Fixateur zeigte jeweils deutlich geringere Dislokationen als der supraacetabuläre Fixateur, bei 150N lag so die durchschnittliche Dislokation ($V_{\max} - V_{\min}$) bei 5,56mm. Alle Becken konnten auch noch mit 300N belastet werden. Hierbei betrug allerdings die maximale Dislokation im Mittel bereits über 20mm und die minimale Dislokation als Zeichen für die Rückstellfähigkeit 2,75mm.

Tabelle 25: Durchschnittliche Dislokationen der einzelnen Stabilisierungen

	50N	σ	100N	σ	150N	σ	200N	σ	250N	σ	300N	σ
Supraacet. Max	4,97	3,71	14,22	6,36	19,09	8,82	/		/		/	
Min	2,32	2,82	3,74	2,21	8,04	4,10	/		/		/	
DCP Max	0,58	0,38	1,16	1,0	2,24	2,08	3,77	3,51	5,01	4,30	6,18	3,67
Min	0,17	0,13	0,39	0,46	0,78	1,08	1,25	1,79	1,48	2,09	1,53	1,48
Schräg dorsal Max	2,96	3,41	3,76	1,81	6,24	2,89	9,69	5,07	15,18	5,28	20,54	7,35
Min	0,61	0,81	0,72	0,63	0,68	0,43	1,09	0,72	1,43	1,13	2,75	1,27

Die stabilste Versorgung war wie erwartet die interne Stabilisierung mit zwei DC-Platten für den dorsalen Beckenring und zusätzlichem supraacetabulärem Fixateur. Auch bei einer Belastung von 300N betrug die mittlere Differenz zwischen minimaler und maximaler Dislokation unter 5mm.

Abbildung 16: Durchschnittliche Dislokation der einzelnen Stabilisierungen



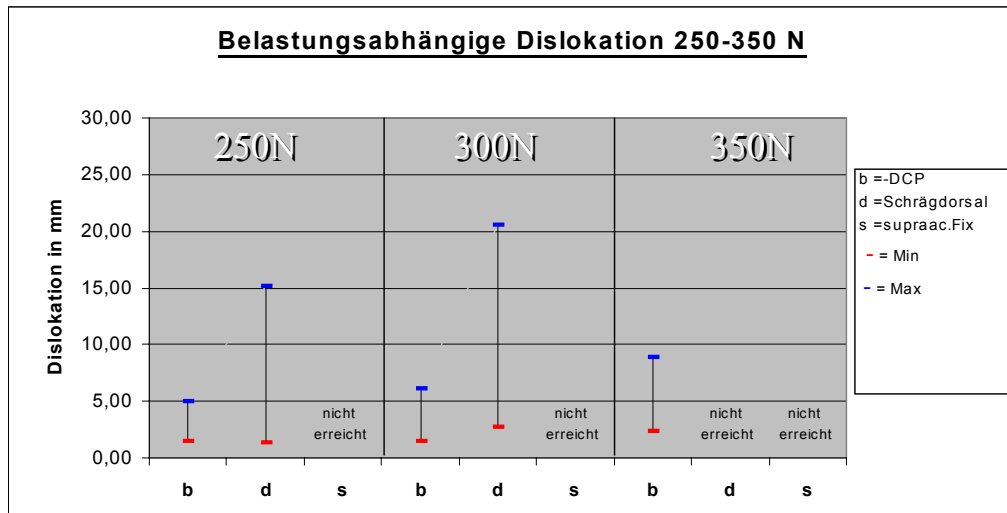
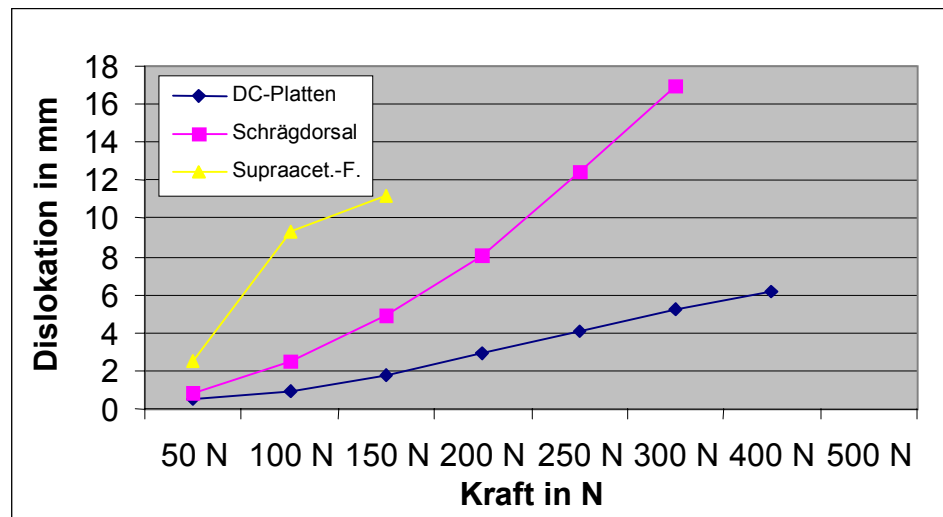


Abbildung 17: Vereinfachte Darstellung der durchschnittlichen Dislokation bei Testung an den Humanpräparaten



10 Diskussion

10.1 Versuchsaufbau, Beckenmodelle

Die Durchführung biomechanischer Testreihen an Becken-Humanpräparaten wird aus moralisch-ethischen Gründen immer schwieriger. Bei Testserien an insgesamt 4-8 Präparaten, wie bei den meisten anderen Arbeitsgruppen, mit teilweise erheblichen Unterschieden in der Knochenfestigkeit, ist es außerdem äußerst schwierig, statistisch verwertbare Resultate zu erlangen. Deshalb sah unser Versuchsplan vor, die Entwicklung des neuen Fixateurs sowie seine Testung an unterschiedlichen Instabilitätsmodellen gegen interne und externe Stabilisierungsverfahren zunächst an Kunststoffmodellen in ausreichender Stückzahl (insgesamt 26 Kunststoffbecken) durchzuführen. Eine begrenzte Testreihe an Humanpräparaten sollte dann die gewonnenen Ergebnisse validieren helfen und den Vergleich mit anderen Arbeitsgruppen ermöglichen.

Kunststoff- Beckenmodelle haben sich in Vorversuchen durch ihre Verfügbarkeit, leichte Handhabung, einheitliche Maße, vergleichbare Materialeigenschaften und sich daraus ergebende gute Reproduzierbarkeit der Versuche bewährt. Der fehlende Bandapparat wurde zum Teil durch Kunststoff- Bandverbindungen simuliert. Dies erfolgte analog zum Versuchsaufbau anderer Arbeitsgruppen bei Testung an Humanpräparaten.

Alle 26 Beckenmodelle wurden vor Versuchsbeginn vermessen und im intakten Zustand mit 6 Belastungszyklen bis jeweils 400N belastet mit Erfassung der Dislokation entlang der intakten SI-Fuge. Die insgesamt sieben erfassten Beckenmasse zeigten eine gute Übereinstimmung mit Standardabweichungen zwischen 0,8 und maximal 2,7mm. Bei der Testung der intakten Becken ergaben sich keine signifikanten Unterschiede mit Dislokationswerten zwischen 2 und 4 mm bei 400N. Aufgrund eines zwar nicht signifikanten, aber dennoch deutlich unterschiedlichem Kurververlaufes von Becken 5 in Serie 2 wurde dieses in der Folge von der Auswertung ausgeschlossen. Die einheitlichen Maße und das vergleichbare Belastungsverhalten waren die Voraussetzungen für eine gute Reproduzierbarkeit der Versuche. Auch von anderen Arbeitsgruppen ist inzwischen berichtet worden, daß es durch den Einsatz von Kunststoffbecken möglich ist, statistisch verwertbare und vor allem reproduzierbare Aussagen zu machen bei adäquater Anzahl von Versuchsbecken pro Serie (Testserie 1 und 3: jeweils 6 Becken; Testserie 2: 5 Becken; Testserie 4: 8 Becken) [85]. Die jeweilige Normalverteilung der Werte und die geringen Standardabweichungen der einzelnen Testserien bestätigen dies. So lagen z.B. für den schräg dorsalen Fixateur bei gleichem Aufbau die Werte für V_{max} / V_{min} bei 200N in Serie I bei 7,7/3,5 und in Serie II bei 7,4/4,4. Die Unterschiede sind bei standardisiertem Vorgehen am ehesten auf Materialunterschiede der Beckenmodelle zurückzuführen. Dies fällt z.B. in der ersten Serie bei Becken Nr. 4 auf, das bei einer Last von 200N bei allen Fixateurversionen die durchweg größten Dislokationen zeigt. Es ist unabdingbar, die Beckenmodelle vor den eigentlichen Testreihen auf Unterschiede in der Materialfestigkeit zu überprüfen. Aufgrund der, wenn auch nicht signifikanten, aber doch bestehenden Unterschiede in der Materialfestigkeit sollten die unterschiedlichen Stabilisierungsverfahren auch jeweils an den gleichen Beckenmodellen getestet werden. Für den Vergleich einzelner Stabilisierungsverfahren an jeweils separaten Becken, wie von anderen Arbeitsgruppen erfolgt [85], sind die Unterschiede selbst bei den Beckenmodellen noch zu groß.

Die Versuchsreihen I-IV wurden an der Materialprüfmaschine im Einbeinstandmodell durchgeführt. Das Einbeinstandmodell als „worst case szenario“ ist bereits von anderen Arbeitsgruppen [129] als Standard zur biomechanischen Testung am Becken eingeführt. Bis auf die Verwendung von Kunststoffbecken aus den o.g. Gründen war unser Versuchsaufbau absolut vergleichbar. Zusätzlich erfolgte in der simulierten Abduktorenmuskulatur eine kontinuierliche Kraftmessung, die eine einheitliche Belastung der verschiedenen Beckenmodelle in der selben Belastungsstufe anzeigte.

10.2 Versuchsaufbau Humanpräparate

Bei der biomechanischen Testung von Becken-Humanpräparaten besteht neben der moralisch-ethischen Problematik des HerauslöSENS des Beckens aus dem Gesamtkorpus die Schwierigkeit, daß zumindest die Muskulatur als zusätzlicher stabilisierender Faktor neben den Bändern nicht mehr vorhanden ist. Dies wird von einigen Arbeitsgruppen wenigstens zum Teil durch die Simulation der Abduktorenmuskulatur kompensiert [129, 172].

Wünschenswert und realitätsnäher wäre allerdings die Testung am Gesamtpräparat unter Belassung nicht nur der Bandstrukturen, sondern auch des Muskelmantels. Dies war die Grundlage zur Entwicklung unseres Versuchsaufbaus. Die Instabilität bestand in einer C1.2 Verletzung mit Symphysensprengung und einseitiger SI Gelenksprengung. Um eine komplette SI Sprengung zu setzen, musste von ventral und dorsal präpariert werden. Die LED Marker für das optische Meßsystem wurden wie am Beckenmodell auf Schanz-Schrauben montiert in definiertem Abstand von der SI Fuge bzw. auf dem Beckenkamm. Da alle Abstände definiert waren, konnte aus den Daten der LED Marker die Verschiebung in der SI Fuge berechnet werden.

Die Lasteinleitung erfolgte standardisiert über eine Druckmeßplatte am Fuß der instabilen Seite. Um zu gewährleisten, daß die aufgebrachte Last nur auf das Becken wirkt, waren die Schultern gegen die Unterlage fixiert. Das Bein der instabilen Seite war auf einer Unterlage mit Rollen gelagert, um Reibungskräfte zu minimieren. Auf diese Weise konnten die einzelnen Kraftstufen reproduzierbar eingeleitet werden. Zunächst wurde bei nicht stabilisiertem Becken Last eingeleitet, um klinisch die direkte Wirkung auf das Becken und die Verschiebung zu kontrollieren. War dies gewährleistet, wurde mit den Testreihen begonnen. Die einseitige Krafteinleitung entspricht hierbei dem Prinzip des Einbeinstandes aus den Testserien mit Kunststoffbecken.

Unter Belassen des Muskel- Weichteilmantels ermöglichte dieser Versuchsaufbau den biomechanischen Vergleich unterschiedlicher Stabilisierungsverfahren am Beckenring. Im Vergleich mit anderen Arbeitsgruppen, die am explantierten Becken testen, ist neben der pelvinen Muskulatur an sich ggf. die Leichenstarre als ein zusätzlicher stabilisierender Faktor zu berücksichtigen.

10.3 Meßverfahren

In den ersten drei Testserien wurde das elektromagnetische, dreidimensionale Meßverfahren motion tracker der Fa. Polhemus verwendet, das zur Messung der Bewegung im Frakturspalt validiert ist [65]. Um Fehlermöglichkeiten des Systems zu minimieren, wurde die Versuchsanordnung sensornah metallfrei gehalten. Die vor jeder Testung akribisch durchgeführten Meßgenauigkeitsprüfungen entsprachen mit einem maximalen Fehler von 0,03mm der vom Hersteller angegebenen Genauigkeit. Die gewonnenen Daten der Sensoren zueinander in den drei Richtungen der Translation und Rotation wurden jeweils in einen Gesamtvektor umgerechnet. Dieser gab die maximale Auslenkung im Raum bezüglich Translation bzw. Rotation wieder.

Dieses Meßverfahren wird auch von anderen Arbeitsgruppen zur Messung der Dislokation im Frakturspalt verwendet [26,129]. Gegenüber Dehnungsmeßstreifen, wie sie von einigen Arbeitsgruppen verwendet werden, hat das Meßsystem motion tracker den Vorteil, daß nicht nur die Translation erfasst wird, sondern auch die Rotation berechnet werden kann. Ein Nachteil ist sicherlich, daß bei dem elektromagnetischen Meßverfahren der Versuchsaufbau möglichst metallfrei gehalten werden sollte, was bei einem zu testenden Fixateur nicht ganz einfach ist.

Deshalb wurde im Rahmen der vierten Testserie das optische Meßsystem Qualisys für Frakturspaltemessungen am Becken validiert. Dies war insofern wichtig, als die Messungen am Humanpräparat mit dem optischen Meßsystem erfolgen sollten, um so eine Basis zu haben für spätere klinische Messungen.

Bei Verwendung dieses optischen Meßsystems ist es wichtig, daß alle LED Marker während des Versuchsablaufs im Blickfeld der Kameras sind und nicht von Fixateurteilen

oder ähnlichem verdeckt werden. Dies erschwerte den Aufbau vor allem bei den Humanpräparaten. Die Kalibrierung war häufig aufwendig, mußte aber sehr exakt erfolgen, um die angegebene Genauigkeit von 0,1mm auch gewährleisten zu können. Die Bewegung im Frakturspalt konnte dann aus den Kamerapositionen und den gemessenen Markerabständen in den drei Translationsrichtungen über entsprechende Formeln berechnet werden.

Inzwischen wird das optische Meßsystem Qualisys auch von anderen Arbeitsgruppen zur Messung der Dislokation im Frakturspalt verwendet. Es ist unabhängig von Metallteilen in der Umgebung und wird deshalb gerade auch bei unterschiedlichen Fixateurformen zur Beurteilung der Stabilität verwendet. Um die klinischen Einsatzmöglichkeiten zu verbessern, wäre eine Vereinigung der drei Kameras auf einen Träger wünschenswert, wie dies bei optischen Navigationssystemen der Fall ist.

10.4 Ergebnisse

10.4.1 Schräg dorsaler Fixateur

Bei Becken-C-Verletzungen läßt sich durch externe Stabilisierungsverfahren nur ca. ein Zehntel der Stabilität des intakten Beckens erreichen. Durch ihren dorsalen Ansatzpunkt ist die Beckenzwinge hierbei deutlich stabiler als ventrale Fixateurverfahren, die in biomechanischen Testreihen selten mehr als 50N Belastung aushalten [11]. Ziel dieser Studie war es, einen schräg dorsalen Fixateur zu entwickeln, der auch bei Becken-C-Verletzungen eine der Beckenzwinge ähnliche Stabilität erreicht. Die Basis hierfür sollte der supraacetabuläre Fixateur sein, da supraacetabulär eingebrachte Schanz-Schrauben deutlich mehr Stabilität bieten als in den Beckenkamm eingebrachte [81].

Um Druck auf den dorsalen Beckenring zu erzielen, mußte eine Schanz-Schraube möglichst nahe an die dorsale Instabilität gebracht werden. Mit einer schräg dorsalen Schanz-Schraube, die knapp unterhalb der spina iliaca anterior superior in Richtung spina iliaca posterior superior eingebracht wird, konnte dies erreicht werden. Die Applikation dieser schräg dorsalen Schanz Schraube ist unter Bildwandlerkontrolle auch im klinischen Einsatz ohne Verletzung des Sakroiliakal-Gelenkes leicht möglich.

Stabile Konstruktionen ließen sich nur mit mindestens vier Schanz-Schrauben erreichen. Die für diese Schanz-Schrauben Anordnung notwendigen materialintensiven Verspannungen konnten später durch den Einsatz von Halbringverbindungen reduziert werden, ohne Stabilitätseinbußen hinnehmen zu müssen.

In dem vorgestellten schräg dorsalen Fixateur externe sind folgende Innovationen enthalten:

- Neue Pinpositionierung mit ventralem Zugang in den dorsalen Anteil des Os ilium
- Verspannung mittels Halbringverbindungen
- Verspannung von drei in verschiedenen Ebenen liegenden Schanz-Schrauben über eine gebogene Verbindungsstange (ermöglicht Gewichtseinsparung bei Stabilitätszuwachs)
- Dosierbare Kompression der Verletzung durch neue Montagemethode der Verbindungsbacken
- Verletzungsbezogene Asymmetrie des Fixateurs

Der Fixateur kann das Becken stabilisieren durch:

- Kompression des dorsalen Beckenrings
- Fixierte Reposition
- Kraftumleitung

In der ersten Versuchsreihe wurden zum einen unterschiedliche Applikationen der dorsalen Schanz Schraube verglichen. Hier zeigte sich, daß die mehr von ventral eingebrachte Version wesentlich einfacher und sicherer einzubringen ist. Zum anderen wurde von einer Verspannungsversion mit 5 Rohrverbindungen ausgegangen, die zwar

von der Grundüberlegung die größte Stabilität versprach, im klinischen Einsatz aber nicht realisierbar ist. Dagegen verglichen wurden Versionen mit weniger Stangenverbindungen, die auch klinisch realisierbar erschienen.

Hierbei stellte das Modell mit der mehr von ventral eingebrachten schräg dorsalen Schanz-Schraube und einer Verspannung über drei Halbringverbindungen den besten Kompromiß zwischen operativer Handhabung, zu erreichender Stabilität, Rückstellverhalten sowie Patientenkomfort dar.

Diese Version des neuen Fixateurs wurde sowohl mit als auch ohne Vorspannung gegen die bisherigen Standardverfahren Beckenzwinge mit supraacetabulärem Fixateur und supraacetabulärer Fixateur alleine getestet. Der Vorteil der nicht verspannten Version des neuen Fixateurs ist, daß im dorsalen Beckenring eine Kompression auf Trümmerzonen bei Sakrumfrakturen vermieden werden kann, wobei Stabilitätseinbußen hingenommen werden müssen. Vor allem beim Instabilitätsmodell der SI-Sprengung kam der neue Fixateur mit einer Dislokation <5mm bei 200N Belastung nahe an die Stabilität der Beckenzwinge heran. Bei den Sakrumfrakturen war der Unterschied größer und die Dislokation bei 200N mit 10.8mm sicherlich inakzeptabel, auch wenn kein signifikanter Unterschied zwischen Beckenzwinge und dem neuen schräg dorsalen Fixateur bestand. Deutlich gezeigt werden konnte, daß der neue Fixateur wesentlich mehr Stabilität bietet bei Becken-C-Verletzungen als der supraacetabuläre Fixateur alleine.

Bei dem Vergleich der Fixationsverfahren in Bezug auf die Lokalisation der Beckeninstabilität zeigte sich, daß der neue schrägdorsale Fixateur besser eine SI-Fugen- Verletzung stabilisierte als eine transforaminale Sakrumfraktur. Dieser Unterschied basiert auf dem unterschiedlichen Winkel der Instabilität zur oben beschriebenen Kraftlinie des Fixateurs. Ein rechter Winkel zwischen Verletzungsebene und Kraftachse ergibt die beste Stabilität. Je größer die Abweichung vom rechten Winkel, desto stärker die Scherkräfte unter Abnahme der Kompression. Da keinerlei Verzahnung im Frakturbereich bei den getesteten Modellen bestand, läßt sich dieses Ergebnis jedoch nur begrenzt in die klinische Anwendung übertragen. Der Vorteil des unverspannten neuen Fixateurs liegt in seiner Fähigkeit, im Gegensatz zur Beckenzwinge, ohne Kompression auf den Verletzungsbereich den dorsalen Beckenring stabilisieren zu können. Damit kann eine unerwünschte Nervenkompression durch Knochenfragmente vermieden werden. Es ist jederzeit ein Wechsel zwischen verspannter und unverspannter Fixateurmontage bei geringem Aufwand möglich, ohne die Position der Schanzschrauben oder die Anordnung der Fixateurkomponenten ändern zu müssen.

Bei dem Vergleich des neuen Fixateurs mit internen Stabilisierungsverfahren zeigte sich wie erwartet die Unterlegenheit des Systems. In allen Belastungsstufen waren die Dislokationen mit dem Fixateur größer als bei den internen Verfahren zur Stabilisierung des dorsalen Beckenrings. Allein in der Rotation bestand kein signifikanter Unterschied.

Bestätigt wurden all diese bisherigen Ergebnisse im Vergleich mit internen und externen Stabilisierungsverfahren bei der Versuchsreihe am Humanpräparat. Während der supraacetabuläre Fixateur bereits bei 100N eine durchschnittliche Dislokation von mehr als 9mm aufweist bei erheblicher Varianz der Werte, liegt bei dem schräg dorsalen Fixateur die durchschnittliche Dislokation bei 2,5mm. Mit 5,6mm durchschnittlicher Translation bei 150N und 8,6mm bei 200N wird die Überlegenheit des neuen Systems gegenüber dem supraacetabulären Fixateur, der diese Laststufen nicht mehr suffizient halten kann, bestätigt. Im Vergleich mit den internen Verfahren, in diesen Versuchen am Beispiel der Plattenosteosynthese der SI-Fuge mit zwei DCP, erweist sich der neue Fixateur jedoch wiederum als das schwächere Stabilisierungsverfahren.

Zusammenfassend kann man feststellen, daß der neue schräg dorsale Fixateur in allen Versuchsreihen, ob am Beckenmodell oder am Humanpräparat, dem supraacetabulären Fixateur deutlich überlegen war, bei der Beckenzwinge vergleichbarer Stabilität. Die Werte der internen Stabilisierungen konnte er erwartungsgemäß nicht erreichen. Im Versuch am Humanpräparat konnte die einfache und sichere Applizierbarkeit bestätigt werden.

Der Vergleich dieser Werte mit Literaturwerten von anderen externen Versorgungen ist infolge der verschiedenen Versuchsaufbauten und unterschiedlichen Beckenmaterialien (human - Kunststoff) sowie Meßverfahren nur sehr eingeschränkt möglich. Vergleicht man jedoch die Werte für die Beckenzwinge bei den Kunststoffbecken, so liegen die Dislokationen bei 150 und 200N in etwa dem gleichen Bereich wie bei Versuchen mit Humanpräparaten [129]. Für den supraacetabulären Fixateur sind in der Literatur ähnlich wie in dieser Studie maximale Belastungswerte von um 50N beschrieben [129]. Insofern sind die Ergebnisse dieser Studien am Kunststoffbecken mit Resultaten anderer Arbeitsgruppen an Humanpräparaten im ansonsten gleichen Versuchsaufbau (Einbeinstand- Modell) zumindest relativ vergleichbar. Bei derartigen C1- Verletzungen liegt die maximale Belastbarkeit externer Fixationsverfahren in vergleichbaren Studien je nach Versuchsaufbau zwischen 30N und 175N [183]. Die Ergebnisse für den neuen schräg dorsalen Fixateur lagen somit an der Obergrenze bisher getesteter externer Fixationsverfahren in ähnlichem Aufbau. Ein direkter Vergleich mit anderen Fixateurmontagen ähnlicher Stabilität, wie z.B. dem Egbers Beckenfixateur, war leider nicht möglich.

In der Testreihe an Humanpräparaten mit belassenem Weichteilmantel konnte der supracetabuläre Fixateur mit einer Maximalbelastung von 150N (bei allerdings erheblicher Dislokation) einer höheren Laststufe standhalten als in Versuchen am herausgelösten Präparat [129]. Dies entspricht auch der klinischen Erfahrung, weshalb dieser Fixateur auch zur Primärstabilisierung von Becken-C-Verletzungen verwendet wird.

Der neue Schräg dorsale Fixateur erwies sich wie bei den Kunststoffbecken auch bei den Humanpräparaten als das deutlich stabilere Verfahren. Mit einer durchschnittlichen Dislokation von 5,6mm bei 150N und 8,6mm bei 200N lagen die Werte etwas höher als bei den Versuchen an Kunststoffbecken. Die Grenzlast, die bei anderen Arbeitsgruppen allgemein mit einer Dislokation über 10mm definiert ist, war hier bei 200N noch nicht erreicht. Vergleicht man diese Werte mit anderen Fixateurversionen wie dem Pittsburgh triangular frame oder dem Egbers Fixateur, die im Einbeinstand bei C1.2 Instabilität ihre Grenzlast bei maximal 130N erreichen [147], so weist der schräg dorsale Fixateur durchweg bessere Werte auf. Ein direkter Vergleich mit dem Egbers Fixateur, dem wohl stabilsten klinisch eingesetzten Beckenfixateur war auch am Humanpräparat leider nicht möglich.

Der verspannte, schräg dorsale Fixateur bietet mit einer vergleichbaren Stabilität wie die Beckenzwinge eine Alternative zur Primärstabilisierung von Becken-C-Verletzungen. Aufgrund der guten biomechanischen Resultate und des erhöhten Patientenkomforts könnte er auch zur Mobilisierung mit Teilbelastung belassen werden. Dies muß durch entsprechende klinische Studien noch validiert werden.

10.4.2 Interne Stabilisierungsverfahren SI Gelenk

Neben der Entwicklung und Testung eines neuen externen Stabilisierungskonzeptes sollte als Grundlage zur minimal invasiven Stabilisierung des dorsalen Beckenrings auch eine neue 4-Loch Platte zur Stabilisierung des SI Gelenkes biomechanisch getestet werden.

Deshalb wurde am zuvor etablierten Versuchsaufbau mit Kunststoff-Becken im Einbeinstandmodell diese „Sawaguchi“ Platte, gegen die bisherigen Standards, die Doppelplattenosteosynthese mit zwei 3-Loch DC Platten und die SI-Schraubenosteosynthese mit einer 7.0mm kanülierten Spongiaschraube, verglichen. Bei dem C1.2 Instabilitätsmodell mit SI-Sprengung und Symphysensprengung wurde der vordere Beckenring jeweils mit dem supraacetabulären Fixateur stabilisiert.

Mit der neuen Platte konnte bei nahezu identischem Kurvenverlauf zur DCP-Versorgung eine deutlich bessere Stabilisierung des SI-Gelenkes erreicht werden als mit einer SI-Schraube. Ab einer Last von 300N war der Unterschied auch statistisch signifikant.

Die relativ großen Dislokationswerte, vor allem bei der SI-Schrauben-Stabilisierung mit

durchschnittlich 5mm Dislokation bei 300N im Vergleich mit Literaturwerten lassen sich vornehmlich durch die Art der ventralen Stabilisierung erklären. Der supraacetabuläre Fixateur ist für die Stabilität des Gesamtsystems weniger rigide als die sonst zumeist verwendete Symphysenplatte. Bei Plattenosteosynthese des vorderen Beckenrings erwies sich bei ähnlichem Versuchsaufbau und ebenfalls Testung an Kunststoffbecken die SI-Schraubenosteosynthese sogar als stabiler als die ventrale Plattenosteosynthese, da die Rotationskomponente weniger entscheidend war [85]. Für unseren Versuchsaufbau, vor allem im Vergleich mit dem neuen schräg dorsalen Fixateur, war die externe Stabilisierung aber das geeignetere Verfahren. Auch bei der Testung an den Humanpräparaten sind die im Vergleich zu anderen Arbeitsgruppen relativ großen Dislokationen bei Stabilisierung mit zwei DCP durch die Art der ventralen Stabilisierung mit dem supraacetabulären Fixateur zu erklären.

Aus den Ergebnissen dieser Versuchsanordnung läßt sich folgern, daß bei einer C1.2 Instabilität und Stabilisierung des ventralen Beckenrings mit einem Fixateur externe die Plattenosteosynthese des SI-Gelenkes deutlich mehr Stabilität bietet als die SI-Verschraubung. Die Versorgung mit einer 4-Loch Platte hat sich hierbei der klassischen DCP- Doppelplattenosteosynthese als gleichwertig erwiesen. Dies ist für die Entwicklung eines neuen Fixateur interne zur SI Fugen Stabilisierung von entscheidender Bedeutung.

11 Zusammenfassung und Ausblick

Instabile Beckenverletzungen sind seltene Verletzungen, die durch Hochrasanztraumen wie Verkehrsunfälle oder Sturz aus großer Höhe verursacht werden. Ihre besondere Bedeutung haben diese Verletzungen primär, weil sie häufig Teil eines Polytraumas sind und die verletzungsbedingte Blutung aus den spongiösen Frakturflächen und präsakralen Venenplexus zu hämodynamischer Instabilität führen kann. Im weiteren Verlauf führt die konservative Behandlung bei Verletzungen mit kompletter Durchtrennung des hinteren Beckenrings zu persistierenden Fehlstellungen und schlechten funktionellen Ergebnissen. Deshalb dominiert seit den 1980er Jahren die operative Behandlung bei instabilen Beckenverletzungen. Entsprechend eines differenzierten Therapiekonzeptes erfolgt zunächst die Primärstabilisierung des Beckens mit externen Stabilisierungsverfahren wie der Beckenzwinge oder einem Fixateur externe. Nach Stabilisierung des Allgemeinzustandes des Verletzten wird dann sekundär die anatomische Rekonstruktion des Beckenrings mit zumeist interner Stabilisierung durchgeführt.

Doch auch nach offener Rekonstruktion verbleiben entsprechend der aktuellen Literatur und der eigenen klinischen Erfahrungen bei Becken C-Verletzungen etwa ein Drittel der Patienten mit unbefriedigendem Ergebnis aufgrund von Schmerzen und / oder neurologischen Folgen. Als Verletzungsform, die am schwersten zu reponieren ist und die allgemein die schlechtesten radiologischen und klinischen Ergebnisse aufweist, gilt die ligamentäre SI Gelenksprengung.

Ziel dieser Arbeit war es, einen Fixateur externe zu entwickeln, der von ventral appliziert wird und dennoch ähnlich der Beckenzwinge Kompression auf den dorsalen Beckenring ausüben kann. Dieser Fixateur sollte so initial bereits eine definitive Stabilisierung bei vertikal instabilen Becken C-Verletzungen ermöglichen.

Andere Arbeitsgruppen haben bereits unterschiedliche Rahmen- und Dreieckskonstruktionen entwickelt mit dem Ziel, Kompression auf den hinteren Beckenring auszuüben. Diese aufwendigen Montageformen, deren bekannteste Vertreter der Slätis Fixateur und der Pittsburgh triangular frame sind, haben sich jedoch aufgrund der ausladenden Konstruktion und der nur mäßig besseren Stabilität gegenüber einfachen Montagen wie dem supraacetabulären Fixateur nicht durchsetzen können. Auch der Egbers Fixateur, als eine der jüngsten Entwicklungen mit guten biomechanischen Eigenschaften und einer Grenzlast (Dislokation > 10mm) von 130N, hat sich wegen der zeit- und materialaufwendigen Montage klinisch nicht etabliert.

Deshalb lag ein Schwerpunkt dieser Arbeit auch auf der klinischen Realisierbarkeit des neuen Fixateurs.

Nach ausgiebigen biomechanischen Vorüberlegungen wurde der neue schräg dorsale Beckenfixateur mit unterschiedlichen Pin-Positionierungen und Verspannungen entwickelt. In einer ersten Testserie an 6 Kunststoffbecken wurden die einzelnen Fixateurformen am Instabilitätsmodell der SI Gelenksprengung im Einbeinstand in der Materialprüfmaschine gegeneinander getestet. Bis zu einer Last von 200N war bei keiner Version die Grenzlast im Sinne einer Dislokation über 10mm erreicht. Da in der biomechanischen Testung zwischen den einzelnen Applikationsformen keine statistisch signifikanten Unterschiede bestanden, wurde für die weiteren Testreihen die am ehesten klinisch einsetzbare Version ausgewählt. Dieser schräg dorsale Fixateur mit zwei supraacetabulären Schanz-Schrauben, einer schräg dorsalen und einer in der crista iliaca war mit drei Halbringverbindungen verspannt. Im folgenden wurde diese Version des schräg dorsalen Fixateurs in weiteren Testserien an Kunststoffbecken gegen andere externe Stabilisierungsformen wie den supraacetabulären Fixateur und die Beckenzwinge an unterschiedlichen Instabilitätsmodellen (SI Sprengung, Sakrumfraktur) getestet. Hierbei erwies sich der neue Fixateur dem supraacetabulären Fixateur signifikant überlegen bei vergleichbaren Werten wie die Beckenzwinge. Im Vergleich mit internen Stabilisierungsverfahren wie der Plattenosteosynthese und der SI-Verschraubung zeigten sich wie erwartet die besseren Stabilitätswerte bei den internen Stabilisierungen mit teilweise signifikanten Unterschieden. Innerhalb der internen Osteosynthesen fiel die SI

Verschraubung als relativ schlechteste Version auf mit vor allem hohen Rotationsbewegungen. Eine neue 4-Loch SI-Platte (Sawaguchi Platte) erwies sich der klassischen Doppelplattenosteosynthese des SI Gelenkes als gleichwertig.

Bei der Testung am Humanpräparat wurde das Becken in situ belassen und mit einem neu entwickelten Versuchsaufbau am Gesamtpräparat getestet. Gegenüber der Testung am Kunststoffmodell traten deutlich größere Varianzen der Meßwerte auf. Der schräg dorsale Fixateur hatte im Schnitt erst bei 200N mit einer maximalen Dislokation von knapp 10mm die Grenzlasterreichte. Auch wenn der Versuchsaufbau nicht direkt zu vergleichen ist, so kann man aufgrund der durchweg besseren Belastungswerte im Vergleich mit bisher in der Literatur getesteten Rahmen- oder Dreieckskonstruktionen folgern, daß der schräg dorsale Fixateur die anfangs gestellte Zielsetzung erfüllt. Mit der Beckenzwinge vergleichbarer Stabilität sind von biomechanischer Seite die Voraussetzungen gegeben, vertikal instabile Beckenringverletzungen primär und auch definitiv zu stabilisieren. Klinische Studien sind zur Validierung erforderlich.

In dieser Arbeit sind folgende Innovationen enthalten:

- Entwicklung und biomechanische Testung eines neuen schräg dorsalen Beckenfixateurs zur Stabilisierung von Becken B- und C-Verletzungen, der dem supraacetabulären Fixateur deutlich überlegen ist und trotz ventraler Applikation eine der Beckenzwinge vergleichbare Kompression auf den dorsalen Beckenring ausüben kann.

Aufgrund der vorliegenden biomechanischen Ergebnisse ist zwischenzeitlich von der Fa. Mathys, Bettlach, ein Prototyp des neuen Fixateurs hergestellt worden zum klinischen Einsatz und weiteren Evaluierung im Rahmen einer klinischen Studie.

- Etablierung der biomechanischen Testung von Kunststoffbecken in der Materialprüfmaschine im Einbeinstand.

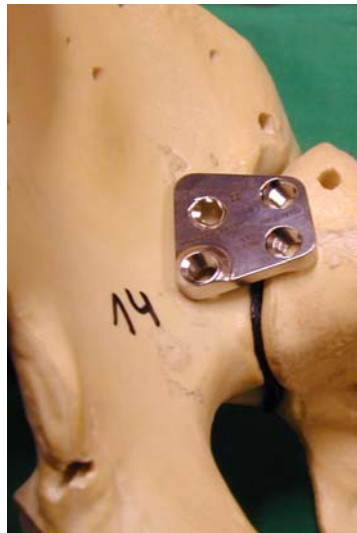
Dadurch können reproduzierbare, statistisch aussagekräftige Ergebnisse zu unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren erlangt werden. Die Anzahl der Versuche an Humanpräparaten kann reduziert werden. Ein in Zusammenarbeit mit dem AO Development Institute (ADI) und der internationalen Arbeitsgruppe RIPAS (Reduced Invasive Pelvic and Acetabular Surgery) entwickelter Prototyp für einen Fixateur interne zur Stabilisierung des dorsalen Beckenrings wird Anfang 2001 in dem beschriebenen Versuchsaufbau an Kunststoffbecken getestet werden. Kunststoff Beckenmodelle sind aufgrund der guten Verfügbarkeit und der reproduzierbaren Ergebnisse mit klinischer Übertragbarkeit inzwischen nicht nur die Grundlage für biomechanische Versuche, sondern auch bei der Entwicklung neuer OP-Verfahren. So hat unsere Arbeitsgruppe an Beckenmodellen geeignete Bildwandlerprojektionen für die Bildwandlergestützte Navigation von Schraubenosteosynthesen definiert und die Präzision der Methode getestet [122].

- Entwicklung einer standardisierten Lasteinleitung und Versuchsanordnung zur biomechanischen Testung am Humanpräparat unter Belassen des Beckens im Gesamtkorpus.

Dadurch ist es weiterhin möglich, eine begrenzte Anzahl biomechanischer Testreihen an Humanpräparaten durchzuführen ohne die ethisch-moralische Problematik, das Becken aus dem Gesamtkorpus herauslösen zu müssen.

- Biomechanische Testung einer neuen 4-Loch Platte zur Stabilisierung des SI-Gelenkes. Aufgrund ihrer, dem bisherigen Standardverfahren, der Doppelplattenosteosynthese, gleichwertigen Stabilität stellt sie die Vorstufe zur Entwicklung eines winkelstabilen Plattensystems dar zur minimal invasiven Plattenosteosynthese des SI Gelenkes. ***Aufgrund der vorliegenden biomechanischen Ergebnisse wurde vom AO Developemnet Institute (ADI) im Oktober 2000 ein Prototyp des Fixateur interne produziert, der im Frühjahr 2001 biomechanisch getestet wird.***

Abbildung 18: Prototyp des SI Fixateur interne



Danksagung

Mein besonderer Dank gilt:

Herrn Professor Dr. med. Norbert Haas

meinem hochverehrten Chef und Lehrer für die allzeit gewährte wohlwollende und tatkräftige Förderung meines beruflichen und wissenschaftlichen Werdeganges. Insbesondere danke ich ihm für die Überlassung des Themas dieser Arbeit. Aufgrund seiner reichen klinischen Erfahrung gab er die Anregung zur Entwicklung dieses neuen Beckenfixateurs.

Herrn Professor Dr. med. Reinhard Hoffmann

Unfallchirurgie, Klinikum Offenbach, meinem Freund und Mentor, der mir in seiner Zeit als Oberarzt unserer Klinik jederzeit mit konstruktiven und wertvollen Anregungen zur Seite stand. Vor allem bei der Erstellung des Projektplanes und –antrages, ohne den die Durchführung dieses Projektes unmöglich gewesen wäre, war sein Beitrag unerlässlich. Seine Erfahrung mit der Bewegungsmessung im Frakturspalt legte den Grundstein für dieses Projekt.

Herrn PD Dr. med. Michael Raschke

Unfallchirurgie, Charité, Campus Virchow, meinem Freund und Kollegen, der mir allzeit mit Rat zur Seite stand und mit der Übernahme klinischer Verpflichtungen die Fertigstellung dieser Arbeit ermöglichte.

Herrn Dr. med. Benjamin König

Unfallchirurgie, Charité, Campus Virchow, für seine dauerhaft kompetente und begeisterungsfähige Mitarbeit sowohl bei Entwicklung des Fixateurs als auch bei der Durchführung der Versuche.

Herrn Dr. med. Tim Göing

Klinikum Havelhöhe, Berlin, der mit seinem guten biomechanischen Verständnis entscheidenden Anteil an der Entwicklung des Fixateurs hat, für seine kompetente Mitarbeit am Versuchsteil und bei der Erstellung des Manuskriptes.

Herrn Dr. ing. Georg Duda

Unfallchirurgie, Charité, Campus Virchow, für die konstruktive Unterstützung und kritischen Anmerkungen bei der Durchführung des Versuchsteiles.

Herrn Dr. Scholmann

Pathologie, Charité, Campus Virchow für die gute Kooperation, die Voraussetzung für die Durchführung der Testreihe an Humanpräparaten in der Pathologie war.

Der Forschungskommission der AO International

Für die gewährte finanzielle Unterstützung, die die Durchführung des Projektes ermöglichte.

Literaturverzeichnis

1.
Agnew SG (1994)
Hemodynamically unstable pelvic fractures.
Orthop Clin North Am
25
715-721
2.
Albert MJ, Miller ME, MacNaughton M, Hutton WC (1993)
Posterior pelvic fixation using a transiliac 4,5 mm reconstruction plate a clinical und biomechanical study.
J Orthop Trauma
7
226-32.
3.
Altman DT, Jones CB, Routt ML Jr (1999)
Superior gluteal artery injury during iliosacral screw placement
J Orthop Trauma
13(3)
220-7
4.
Baker (1830)
Dislocation of the ossa innominata
London Medical Gazette
7
115-6
5.
Barrick EF, O`Mara JW, Lane HE 3rd (1998)
Iliosacral screw insertion using computer-assisted CT image guidance a laboratory study
Comput Aided Surg
3(6)
289-96
6.
Bartlett C, Asprinio D, Louis S, Helfet D (1997)
Intrapelvic dislocation of the left hemipelvis as a complication of the pelvic „C“ clamp a case report and review
J Orthop Trauma
11(7)
540-2
7.
Beck E (1975)
Beckenfrakturen und Luxationen
Hft Unfallheilk
124

156-60

8.

Bell AI, Smith RA, Brown TD, Nepola JV (1988)
Comparative study of the Orthofix and Pittsburgh frames for external fixation of unstable pelvic ring fractures.
J Orthop Trauma
2
130-138

9.

Bellabarba C, Ricci WM, Bolhofner BR (2000)
Distraction external fixation in lateral compression pelvic fractures
J Orthop Trauma
14(7)
475-82

10.

Ben-Menachem Y, Codwell DM, Young JWR, Burgess AR (1991)
Hemorrhage associated with pelvic fractures Causes, diagnosis, and emergent management
Am J Roentg
157
1005-1014

11.

Berner W., (1986)
Biomechanische Untersuchungen am Sakroiliakgelenk, Topographie, Beanspruchung und operative Stabilisierung
Habilitationsschrift, Hannover

12.

Böhler J (1983)
Bilanz der konservativen und operativen Knochenbruchbehandlung – Becken und Wirbelsäule
Chirurg
54
241-7

13.

Böhler L (1929)
Die Technik der Knochenbruchbehandlung
Maudrich Verlag, Wien

14.

Border JR (1987)
Diskussionsbeitrag zu Browner et al
J Trauma
27
1005

15.

Browner B. D, Cole J. D., Graham J. M., Bondurant F. J et al (1987)
 Delayed posterior internal fixation of unstable pelvic fractures
 J Trauma
 27
 998-1006

16.
 Bühren V, Marzi I, Trentz O (1990)
 Indikation und Technik des Fixateur externe in der Akutversorgung von Polytraumen.
 Zentbl. Chir.
 115
 581-591

17.
 Buchholz RW (1981)
 The pathologic anatomy of Malgaigne fracture- dislocations of the pelvis
 J Bone Joint Surg;
 63A
 400-404

18.
 Buckle R, Browner BD, Morandi M. (1995)
 Emergency reduction for pelvic ring disruptions and control of associated hemorrhage
 using the pelvic stabilizer
 Tech orthop
 9
 258-266

19.
 Burgess AR, Eastridge BJ, Young JWR et al. (1990)
 Pelvic ring disruptions Effective classification system and treatment protocols
 J Trauma;
 30
 848-856

20.
 Bürk W, Bauer G, Krauß J, Esch PM, Vogel J, Kinzl L. (1996)
 Qualitätskontrolle nach Beckenverletzungen mit einem Scoringssystem.
 Unfallchirurg
 99
 112-118

21.
 Cameron T (1747)
 An account of the death of the Reverend Dr. Greene
 Philosophical Transactions of the Royal Society of London
 484
 609-12

22.
 Clachis SC Jr , Worden RE, Bechtro CO, Strohm BR (1963)
 Movement of the sacroiliac joint in the adult male A preliminary report.
 Archs Phys Med

44
490-498

23.
Cole DJ, Blum DA, Ansel LJ. (1996)
Outcome After Fixation of Unstable Posterior Pelvic Ring Injuries.
Clin Orthop
329
160-179

24.
Conolly W, Hedberg E. (1969)
Observations on fractures of the pelvis.
J Trauma 1969;
9
104-111

25.
Creyssel J, Schnepf J (1960)
De l'utilisation des fixateurs externes dans certaines fractures du bassin
Lyon Chir
56
584-6

26.
Culemann U (1994)
Vergleichende biomechanische Untersuchung zur internen Stabilisierung der
transforaminalen Sakrumfraktur
Dissertation Hannover

27.
Culemann U, Reilmann H (1997)
Beckenringverletzungen
Unfallchirurg
100(6)
487-96

28.
Dahners L, Jacobs R, Jayaraman G, Cepulo A (1984)
A Study of External Skeletal Fixation System for Unstable Pelvic Fractures
J Trauma (1984)
24
876-881

29.
D'Aubigne M, Postel M (1954)
Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis
J Bone Joint Surg (Am)
36
451-475

30.

Decoulx P, Ducloux M, Dupont M (1965)

Les grandes disjonctions symphysaires. Intéret du fixateur externe d'Hoffmann
Acta Orthop Belg

31

441-53

31.

Denis F, Davis S, Comfort T.(1988)

Sacral fractures an important problem.

Clin Orthop

227

67-81

32.

Dieckmann E (1877)

Ueber Beckenfraktur

Inaugural-Dissertation, Friedrich-Wilhelms Universität Berlin

33.

Domisse GF (1960)

Diametric fractures of the pelvis

J Bone Jt Surg

42-B

432-43

34.

Draijer F, Egbers HJ, Havemann D, Zimmermann M. (1995)

Nachuntersuchungsergebnisse konservativ und operativ behandelter
Beckenringverletzungen im Rahmen einer prospektiven Studie

Unfallchirurg 98

355-360

35.

Draijer F. (1996)

Urologische und neurologische Langzeitfolgen bei Beckenverletzungen.

Handout Beckenverletzungen 60. Jahrestagung der DGU

78-86

36.

Drechsler O (1890)

Beitrag zur Geschichte und Casuistik der Beckenfracturen

Inaugural-Dissertation, Friedrich-Wilhelms Universität Berlin

37.

Dujardin FH, Hossenbaccus M, Duparc F, Biga N, Thomine JM. (1998)

Long- Term Functional Prognosis of Posterior Injuries in High- Energy Pelvic Disruption.

Orthop Trauma

12/3

145-151

38.

Egbers H, Schroeder L, Havemann D, Böhmer H (1984)

Indikation für die äußere Stabilisation von Beckenringfrakturen
 Heft Unfallheilkunde
 164
 292-293

39.

Egbers HJ(1997)
 Die äußere Stabilisierung des Beckens
 Verlag Hans Marseille München

40.

Euler E, Betz A, Schweiberer L (1992)
 Diagnostik, Klassifikation und Indikation zur operativen Therapie von Beckenringfrakturen.
 Orthopäde
 21
 354-362

41.

Failing MS, McGarity PLJ (1992)
 Current concepts review Unstable fractures of the pelvic ring.
 J Bone Joint Surg
 745
 781-791

42.

Felenda MR, Dittel K-K (1993)
 Instabile Beckenringverletzungen Klassifikation- Behandlungsstrategie
 Akt Traumatol
 23
 263-271

43.

Fell M, Meißner A, Wennmacher M (1996)
 Zur Therapie der hinteren Beckenringverletzungen Die Bedeutung der transiliosakralen
 Verschraubung
 Heft zu der Unfallchirurg
 262
 187

44.

Flint LM Jr, Brown A, Richardson, JD, et al. (1997)
 Definitive control of bleeding from severe pelvic fractures
 Ann Surg
 189
 709-716

45.

Franck W M, Decker M, Steinbeck A, Schlenzka R, und Gotzen L (1991)
 Meßtechnisches Verfahren zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse von experimentell
 erzeugten Frakturen der thorakolumbalen Wirbelsäule und erste Ergebnisse
 Unfallchirurg
 94
 539-544

46.

Friedebold G (1971)
Schwere Frakturen des Beckens und der Zeitpunkt ihrer Versorgung
Hft Unfallheilk
140
91-97

47.

Fröhlich P, Barnbeck F (1987)
Fixateur externe am Becken. Indikation, Montage und Ergebnisse
Zentl. Bl. Chir
112
1501-1507

48.

Gänsslen A, Pohlemann T, Paul C, Lobenhoffer P, Tscherne H. (1996)
Epidemiology of pelvic ring injuries
Injury
27/1
13-20

49.

Ganz R, Krushell RJ, Jacob RP (1991)
The antishock pelvic clamp
Clin Orthop 1991;
267
71-78

50.

Gertzbein S, Chenoweth D. (1977)
Occult injuries of the pelvic ring
Clin Orthop
128
202-207

51.

Gulik v.T., Raaymakers E., Broekhuizen A., Karthaus A. (1987)
Complications and Late Therapeutic Results of Conservatively Managed Unstable Pelvic Ring Disruptions
Neth J Surg
39
175-178

52.

Gunterberg B, Goldie I, Slätis P (1978)
Fixation of pelvic fractures and dislocations; An experimental study on the loading of pelvic fractures and sacroiliac dislocations after external compression fixation.
Acta Orthop Scand
49
278-286

53.

Gylling S.F, Ward R.E, Holcroft J.W, Bray T.J, Chapman M.W (1985)
 Immediate External Fixation of Unstable Pelvic Fractures
 Am J Surg
 150
 721-4

54.

Haase N. (2000)
 Halbringfixation des Beckens
 Inaugural Dissertation, eingereicht Humboldt Universität Berlin

55.

Härtel S. (1996)
 Begleitverletzungen bei Beckenfrakturen.
 Inaugural- Dissertatiuon an der Medizin. Fakultät der Universität Bonn

56.

Hall (1844)
 Fractured pelvis, with lacereation of the bladder
 Am J Med Sci
 8
 248

57.

Harris WH (1969)
 Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures treatment by mold
 arthroplasty
 J Bone Joint Surg (Am)
 51
 737-755

58.

Havemenn D, Schroeder L (1982)
 Behandlung von Beckenringfrakturen mit Fixateur externe
 Akt. Traumatol.
 12
 83-85

59.

Havemann D (1997)
 Der Fixateur externe bei Beckenringfrakturen
 Op-Journal
 13
 42-45

60.

Heini FP, Witt J, Ganz R. (1996)
 A report on clinical experience of 30 cases.
 Injury
 27/1
 38-45

61.

Helfet D, Koval K, Hissa EA (1995)
 Intraoperative somatosensory evoked potential monitoring during acute pelvic fracture surgery
 J Orthop Trauma
 9
 28-34

62.

Heller M, Blanke J, Draijer F et al (1998)
 Beckenringverletzungen
 Radiologe
 38(8)
 702-9

63.

Henderson R, (1989)
 The Long-Term Result of Nonoperatively Treated Major Pelvic Disruption
 J Orthop Trauma
 3
 41-47

64.

Hoffmann R (1954)
 Ostéotaxis, ostéosynthèse externe par fiches et rotules
 Acta Chir Scand
 107
 72-88

65.

Hoffmann, R (1993)
 Dreidimensionale Messung von Frakturspaltbewegungen mit einem computergesteuerten Magnetfeldwegaufnehmer.
 Habilitationsschrift FU Berlin

66.

Hoffmann R, Stöckle U, Nittinger M , Südkamp N, Haas N (2000)
 Operative Behandlung komplexer Azetabulumfrakturen durch den modifiziert erweiterten iliofemorale Zugang.
 Unfallchirurg
 103(1)
 12-21

67.

Hofmann G , (1988)
 Die Behandlung frischer Frakturen und Luxationen am Becken mit dem Fixateur externe
 Z. Unfallchir. Ver. Med. Berufskr.
 Band81
 Heft2

68.

Holdsworth FW (1948)

Dislocation and fracture-dislocation of the pelvis

J Bone Jt Surg

30-B

461-66

69.

Huittinen VM, Slätis P (1972)

Fractures of the pelvis. Trauma mechanism, types of injury and principles of treatment

Acta Chir Scand

138

563-69

70.

Huittinen VM, Slätis P (1972)

Nerve injury in double vertical pelvic fractures

Acta Chir Scand

138

571-5

71.

Huittinen VM, Slätis P. (1973)

Postmortem angiography and dissection of the hypogastric artery in pelvic fractures.

Surgery

73

454-462

72.

Hupel TM, McKee MD, Waddell JP (1998)

Primary external fixation of rotationally unstable pelvic fractures in obese patients

J Trauma

45(1)

111-5

73.

Jacob AL, Messmer P, Stock KW et al (1997)

Posterior pelvic ring fractures closed reduction and percutaneous CT-guided sacroiliac screw fixation

Cardiovasc Intervent Radiol

20(4)

285-94

74.

Jenkins DHR, Young MH (1978)

The operative treatment of sacro-iliac subluxation and disruption of the symphysis pubis

Injury

10

139-41

75.

Jerrard DA (1993)

Pelvic fractures.

Em Med Clin North Am

11
147-163

76.
Kapandji I A (1992)
Funktionelle Anatomie der Gelenke,
Enke Verlag
3

77.
Kaaharju EO, Slätis P (1978)
External fixation of double vertical pelvic fractures with a trapezoid compression frame.
Injury
10
142-145

78.
Katzenelson M (1885)
Ueber die Fracturen des Beckenringes
Dt Z Chir
41
473-512

79.
Kellam JF, Browner BD (1992)
Fractures of the pelvic ring. Skeletal trauma Browner B, Jupiter J, Levine A, Trafton P
(eds.)
Philadelphia, WB Saunders
849-97

80.
Kiessling B. (1994)
Epidemiologie, Klassifikation und Dokumentation von Beckenringverletzungen.
Dissertation an der Medizin. Hochschule Hannover

81.
Kim WY, Hearn TC, Seleem O et al (1999)
Effect of pin location on stability of pelvic external fixation
Clin Orthop
361
237-44

82.
König B (2001)
Differenziertes Therapiekonzept zur Behandlung instabiler Beckenringverletzungen
Inaugural Dissertation Humboldt Universität Berlin

83.
Kothe S. (1993)
Langzeitergebnisse nach operativer Behandlung von Beckenfrakturen.
Inaugural- Dissertation an der Medizin. Fakultät der Uni. Köln

84.

Kraus E, Schlickewei W, Friedl HP (1999)
 Biomechanische Untersuchungen zur Stabilität interner Osteosyntheseverfahren am hinteren Beckenring.
 Akt. Traumatol
 29
 48-53

85.

Kraus E, Schlickewei W, Cordey J, Wahl D, Kuner E H, Perren S M (1998)
 Methode zur vergleichenden Messung der Stabilität von Osteosynthesen am dorsalen Beckenring.
 Unfallchirurgie
 24(1)
 25-31

86.

Kregor PJ, Routt ML Jr (1999)
 Unstable pelvic ring disruptions in unstable patients
 Injury
 30Suppl2
 B19-28

87.

Kreitner KF, Mildenerger P, Rommens PM, Thelen M (2000)
 Rational diagnostic imaging of pelvic and acetabulum injuries
 Röfo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr
 172(1)
 5-11

88.

Krueger P, Hartge S, Euler E, Schweiberer L (1989)
 Wandel und Fortschritte in der operativen Behandlung von Frakturen des Beckenringes und des Acetabulums.
 Orthopäde
 18
 171-179

89.

Kusmin W (1882)
 Ueber Beckenfrakturen – Experimentelle Untersuchungen
 Wiener Med Jahrbücher
 1
 105-41

90.

Lambotte A (1913)
 Chirurgie opératoire des fractures.
 Paris, Masson

91.

Layard DP (1745)

A letter from Mr. D.P. Layard, Surgeon, to C. Mortimer, M.D.Secr.R.S., inclosing an account of a fracture of the os ilium, and ist cure
Philosophical transactions of the Royal Society of London

43

537-9

92.

Lehmann JC (1934)

Luxation einer Beckenhälfte

Zentbl. Chir

61

2149

93.

Lindahl J, Hirvensalo E, Bostman O, Santavirta S (1999)

Failure of reduction with an external fixator in the management of injuries of the pelvic ring. Long term evaluation of 110 patients

J Bone Joint Surg Br

81(6)

955-62

94.

Lippert H (1993)

Lehrbuch Anatomie

Verlag Urban und Schwazenberg, 3 erw. Aufl. München

95.

Looser K, Crombie H. (1976)

Pelvic fractures an anatomic guide te severety of injury. Review of 100 cases.

Am J Surg

132

638-654

96.

Majeed SA (1992)

Neurologic deficits in major pelvic injuries

Clin Orthop

282

222-28

97.

Malgaigne J. (1847)

Traites des fractures et des luxations

Balliere JB, Paris

98.

Manner G, Knapp U (1975)

Die Behandlung von Beckenfrakturen mit dem Beckenkompressionsbügel

Hft. Unfallheilk

124

288-89

99.

Matta J, Saucedo T, (1989)
Internal Fixation of Pelvic Ring Fractures
Clin Orthop
242
83-97

100.

Matta JM. (1996)
Indications for Anterior Fixation of Pelvic Fractures
Clin Orthop
329
88-96

101.

Matta JM, Dickson KF, Markovich GD (1996)
Surgical Treatment of Pelvic Nonunions and Malunions
Clin Orthop
329
199-206

102.

Matta JM, Tornetta P. (1996)
Internal Fixation of Unstable Pelvic Ring Injuries
Clin Orthop
329
129-140

103.

McLaren A, Rorabeck C (1990)
Long -Term Pain and Disability in Relation to Residual Deformity After Displaced Pelvic Ring Fractures
CBJS
33
492-494

104.

Mc Murtry R, Walton D, Dickinson D, Kellam J, Tile M. (1980)
Pelvic disruption in the polytraumatized patient a management protocol.
Clin. Orthop.
151
22-30

105.

Mears DC, Fu FH (1980)
Modern concepts of external fixation of the pelvis
Clin Orthop
151
65-72

106.

Mears DC, Capito C.P, Deleeuw H (1988)

Posterior Pelvic Disruptions Managed By the Use of the Double Cobra Plate
Instr Course Lect
37
143-50

107.

Melton L, Sampson J, Morrey B, Ilstrup D. (1981)
Epidemiologic features of pelvic fractures
Clin Orthop
155
43-47

108.

Messerer O (1880)
Über Elasticität und Festigkeit der menschlichen Knochen
Verlag der J.G. Cotta'schen Buchhandlung, Stuttgart

109.

Meyer-Burgdorff G (1936)
Über Beckenbrüche
Zentbl. Chir
63
1016-17

110.

Miranda MA, Riemer BL, Butterfield SL, Burke CJ. (1996)
Pelvic Ring Injuries
Clin Orthop
329
152-159

111.

Moed BR, Ahmad BK, Craig JG (1998)
Intraoperative monitoring with stimulus-evoked electromyography during placement of iliosacral screws. An initial clinical study
J Bone Joint Surg Am
80(4)
537-46

112.

Möseneder H, Fink A, Lippert K (1975)
Ergebnisse der konservativen Behandlung der Symphysenzerreißung
Hft Unfallheilk
124
207-9

113.

Montana MA, Richardson ML, Kilcoyne RF et al (1986)
CT of sacral injury
Radiology
161
499-503

114.

Moss MC, Bircher MD. (1996)

Volume changes within the true pelvis during disruption of the pelvic ring- Where does the haemorrhage go?

Injury

27(1)

21-23

115.

Mostafavi HR, Tornetta P. (1996)

Radiologic Evaluation of the Pelvis

Clin Orthop

329

6-14

116.

Müller KH , Witzel U (1986)

Biomechanik des Beckenringes und Verletzungen.

Hefte zur Unfallheilkunde,

Heft181

117.

Müller M (1996)

The Comprehensive Classification of Fractures, part 2 pelvis and acetabulum

Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Tokio (CD-ROM)

118.

Neil F, Coburn M, Goldberger M. (1996)

Urologic Injuries in Pelvic Ring Disruptions.

Clin Orthop

329

37-45

119.

Nepola JV, Trenhaile SW, Miranda MA et al (1999)

Vertical shear injuries is there a relationship between residual displacement and functional outcome?

J Trauma

46(6)

1024-9

120.

Netter FH. (1992)

Atlas of Human Anatomy.

Summit, New Jersey

121.

Nivet (1837)

Fracture du pubis

Bulletins de la Société Anatomique de Paris

12

194

122.

Olson SA, Pollak AN (1996)
 Assessment of pelvic ring stability after injury
 Clin Orthop
 329
 15-27

123.

O'Neill PA, Riina J, Sclafani S, Tornetta P. (1996)
 Angiographic Findings in Pelvic Fractures.
 Clin Orthop
 329
 60-67

124.

Parkhill C (1897)
 A new approach for the fixation of bone after resection and in fractures with tendency to displacement.
 Trans Am Surg Assoc
 15
 251

125.

Peltier L (1958)
 Joseph Francois Malgaigne and Malgaigne's fracture
 Surgery
 44
 777-84

126.

Pennal G, Tile M, Waddel J, Garside H. (1980)
 Pelvic disruption
 Clin Orthop
 151
 12-21

127.

Pick M. (1955)
 A classification of fractures of the pelvis.
 Proc Roy Soc Med
 48
 96-98

128.

Pohlemann T, Gänsslen A, Kiessling B, Bosch U, Haas N, Tscherne H (1992)
 Indikationsstellung und Osteosynthesetechniken am Beckenring
 Unfallchirurg
 95
 197-205

129.

Pohlemann T, Krettek C, Hoffmann R, Culemann U, Gänsslen A. (1994)
 Biomechanischer Vergleich verschiedener Notfallstabilisierungsmaßnahmen am
 Beckenring.
 Unfallchirurg
 97
 503-510

130.

Pohlemann T, Bosch U, Gänsslen A, et al. (1994)
 The Hannover experience in the management of pelvic fractures.
 Clin Orthop 1994;
 305
 69-80

131.

Pohlemann T, Tscherne H, Baumgärtel F, Egbers HJ, Euler E, Maurer F, Fell M, Mayr E,
 Quirini WW, Schlickewei W, Weinberg A. (1996)
 Beckenverletzungen Epidemiologie, Therapie und Langzeitverlauf.
 Unfallchirurg
 99
 160-167

132.

Pohlemann T, Gänsslen A, Schellwald O, Culemann U, Tscherne H. (1996)
 Ergebnisbeurteilung nach instabilen Verletzungen des Beckenringes
 Unfallchirurg
 99
 249-259

133.

Pohlemann T, Gänsslen A (2000)
 Die Sakrumfraktur
 Unfallchirurg
 103
 769-86

134.

Poigenfürst J (1962)
 Symphysenzerreißen
 Hft. Unfallheilk
 70
 1-46

135.

Poigenfürst J (1972)
 Beckenbrüche in Nigst H (ed) Spezielle Frakturen- und Luxationslehre
 Band I/II, Thieme, Stuttgart
 141-228

136.

Poole GV, Ward EF, Muakkassa FF, et al. (1991)
 Pelvic fracture from major blunt trauma.

Ann Surg
213
532-539

137.

Putz R, Müller-Gerbl M (1992)
Anatomische Besonderheiten des Beckenringes
Unfallchirurg
95
164-167

138.

Ragnarsson B, Jacobsson B (1992)
Epidemiology of pelvic fractures in a Swedish country
Acta Orthop Scand
63
297-300

139.

Rankin LM (1937)
Fractures of the pelvis Review of four hundred forty-nine cases
Ann Surg
106
266-77

140.

Räf L (1966)
Double vertical fractures of the pelvis
Acta Chir Scand
131
298-305

141.

Rau H, Hepp G (1967)
Therapie und Ergebnisse der Behandlung der Beckenringfrakturen (innerhalb der letzten 15 Jahre)
Hft Unfallheilk
91
42-8

142.

Rehn J, Hierholzer G (1970)
Die Beckenbrüche unter besonderer Berücksichtigung der Begleitverletzungen
Mschr Unfallheilk
73
53-62

143.

Reilly MC, Zinar DM, Matta JM. (1996)
Neurologic Injuries in Pelvic Ring Fractures
Clin Orthop
329
28-36

144.

Richter H (1964)
 Die transacetabuläre Beckensprengung und ihre Behandlung mittels percutaner
 Schraubenzugkompression
 Mschr Unfallheilk
 67
 109-15

145.

Riedinger (1876)
 Ueber Beckenfrakturen. Vortrag der vierten Sitzung des V. Congresses der Deutschen
 Gesellschaft für Chirurgie zu Berlin 22.4.1876
 Arch Klin Chir
 20
 446-53

146.

Rieger H, Wetterkamp D, Schöder-Schlüter JH (1994)
 Osteotaxis bei Beckenringverletzungen
 Unfallchirurg
 241
 141-148

147.

Rieger Horst, (1996)
 Das instabile Becken
 W. Zuckschwerdt Verlag, München

148.

Riska EB, Lyttikäinen M (1973)
 Operatively treated pelvic fractures with multiple injuries
 Acta Orthop Scand
 44
 119-20

149.

Riska EB, von Bonsdorff H, Hakkinen S (1979)
 External fixation of unstable pelvic fractures
 Intern Orthop
 3
 183-88

150.

Rommens PM, Wissing H, Serdarevic M (1987)
 Die Bedeutung der Computertomographie für Diagnostik und Therapie der Frakturen des
 hinteren Beckenrings und des Hüftgelenkes
 Unfallchirurgie,
 13
 32-37

151.

Rommens PM, Hartwig T, Wissing H, Schit NK (1986)
 Diagnosis and treatment of unstable fractures of the pelvic ring
 Acta Chir Belg
 86
 352-9

152.

Rommens PM, Gielen J, Broos P (1992)
 Die Bedeutung der CT für Diagnostik und Therapie der Frakturen des Beckenrings
 Unfallchirurgie,
 95
 168-73

153.

Rose E (1865)
 Zur Diagnostik der einfachen Beckenfrakturen
 Charitè Annalen
 13
 19-66

154.

Rothenberger DA, Fischer RP, Strate RG, et al. (1978)
 The mortality associated with pelvic fractures
 Surgery
 84
 356-361

155.

Routt MLC Jr, Kregor PJ, Simonian PT, Mayo KA. (1995)
 Early Results of Percutaneous Iliosacral Screws Placed with the Patient in the Supine Position.
 J Orthop Trauma
 9/3
 207-214

156.

Routt MLC Jr, Simonian PT. (1996)
 Internal fixation of pelvic ring disruptions
 Injury
 27(2)
 20-30

157.

Routt MLC Jr, Simonian PT.(1996)
 Closed Reduction and Percutaneous Skeletal Fixation of Sacral Fractures
 Clin Orthop
 329
 121-128

158.

Routt ML Jr, Simonian PT, Millis WJ (1997)
 Iliosacral screw fixation early complications of the percutaneous technique
 J Orthop Trauma

11(8)
584-9

159.

Routt ML Jr, Simonian PT, Swiontkowski MF (1997)
Stabilization of pelvic ring disruptions
Orthop Clin North Am
28(3)
369-88

160.

Routt ML Jr, Nork SE, Mills WJ (2000)
Percutaneous fixation of pelvic ring disruptions
Clin Orthop
375
15-29

161.

Rubash HE, Brown TD, Nelson DD, Mears DC (1983)
Comparative mechanical performance of some newer devices for fixation of unstable pelvic ring fractures
Med Biol Eng Comput 1983
21
657-663

162.

Rüter A, Henkemeyer J, Burri C (1975)
Ligamentäre Verletzungen des Beckens
Hft Unfallheilk
124
212-15

163.

Rüter A, Braun W (1986)
Die Verwendung des Fixateur externe bei Beckenringverletzungen
Hefte Unfallheilkunde
181
582-589

164.

Sanders R, DiPasquale T. (1990)
External fixation of the pelvis Application of the resuscitation frame
Tech Orthop
4
60-64

165.

Schellwald O. (1996)
Spätergebnisse nach operativer Versorgung von Beckenverletzungen - Eine Beurteilung unter Einschluß klinischer, radiologischer und sozialer Aspekte.
Dissertation an der Medizin. Hochschule Hannover

166.

Schiebler TH, Schmidt W. (1991)
Anatomie
Springer- Verlag Berlin Heidelberg New York

167.

Schmidt A. (1974)
Diagnostik, Therapie und Spätfolgen bei Beckenfrakturen.
Mschr. Unfallheilk.
77
73-82

168.

Schütz M, Stöckle U, Hoffmann R, Südkamp N, Haas N (1996)
Clinical experiences with two types of pelvic C-clamps for unstable pelvic ring injuries
Injury
27Suppl1

169.

Schweiberer L, Scheib D (1978)
Retroperitoneale Verletzungen Wirbelsäule und Beckenfraktur
Langenbecks Arch Chir
347
177-86

170.

Seybold B. (1996)
Beckenringverletzungen ohne Beteiligung des Acetabulums.
Dissertation an der Medizinischen Fakultät der Universität Tübingen

171.

Sharp IK (1973)
Plate fixation of the disrupted symphysis. Preliminary report
J Bone Jt Surg
55-B
618-20

172.

Simonian PT, Routt ML Jr (1997)
Biomechanics of pelvic fixation
Orthop Clin North Am
28(3)
351-67

173.

Slätis P, Karaharju EO (1975)
External fixation of the pelvic girdle with a trapezoid compression frame
Injury
7
53-56

174.

Slätis P, Karaharju E (1980)
 External Fixation of Unstable Pelvic Fractures
 Clin Orthop
 151
 73-79

175.

Stöckle U, Hoffmann R, König B, Südkamp N, Haas N (1997)
 Differenziertes Therapiekonzept für den posterioren Beckenring bei Becken-C-
 Verletzungen.
 Hefte zu der Unfallchirurg (1997)
 268
 283-87

176.

Stöckle U, Nittinger M, Hoffmann R, Südkamp N, Haas N (2000)
 Screw Fixation of acetabular fractures
 Int Orthop
 24
 143-47

177.

Stöckle U, Göing T, König B, Haase N, Duda G, Haas N (2000)
 Schräg dorsaler Beckenfixateur – Entwicklung und Biomechanische Testung
 Unfallchirurg
 103
 618-25

178.

Stöckle U, König B, Hofstetter R, Nolte LP, Haas N (2000)
 Bildwandler gestützte Navigation – Eine experimentelle Studie zu
 Beckenverschraubungen.
 Unfallchirurg,
 angenommen 7/2000

179.

Stroszczyński C, Schedel H, Stöckle U et al (1996)
 Klinischer Einsatz multiplanarer und 3D Rekonstruktionen der Spiral CT in der Diagnostik
 der Azetabulumfrakturen
 Akt. Radiologie
 6
 91-95

180.

Taylor RG (1942)
 Pelvic dislocations
 Br J Surg
 30
 126-32

181.

Templeman D, Goulet J, Duwelius PJ, Olson S, Davidson M. (1996)
 Internal Fixation of Displaced Fractures of the Sakrum

Clin Orthop
329
180-185

182.

Tile M, Pennal G, (1980)
Pelvic Disruptions Principles of Management
Clin. Orthop
151
56-64

183.

Tile M. (1984)
Fractures of the pelvis and acetabulum
Williams and Wilkins, Baltimore

184.

Tile M. (1988)
Pelvic Ring Fractures Should they be fixed?
J Bone Joint Surg
70B
1-12

185.

Tile M (1996)
Acute pelvic fractures I. Causation and Classification
J Am Acad Orthop Surg
4(3)
143-51

186.

Tile M (1999)
The management of unstable injuries of the pelvic ring
J Bone Joint Surg Br
81(6)
941-3

187.

Tonetti J, Carrat L, Lavallee S et al (1998)
Percutaneous iliosacral screw placement using image guided techniques
Clin Orthop
354
103-10

188.

Tornetta P, Dickson K, Matta JM. (1996)
Outcome of Rotationally Unstable Pelvic Ring Injuries Treated Operatively
Clin Orthop
329
147-151

189.

Tornetta P, Matta JM (1996)

Outcome of operatively treated unstable posterior pelvic ring disruptions

Clin Orthop

329

186-93

190.

Tscherne H, Pohlemann T, Gänsslen A. (1996)

Vorlesung Beckenringverletzungen Operative Therapie- Derzeitiger Stand

60. Jahrestagung der DGU

Supplement 2

191.

Tscherne H, Pohlemann, Gänsslen A (1997)

Beckenverletzungen Ergebnisse einer multizentrischen Studie

Hefte zu der Unfallchirurg, Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York

266

192.

Tscherne H, Pohlemann T. (1998)

Tscherne Unfallchirurgie Becken und Acetabulum

Springer Verlag Berlin Heidelberg

193.

Tucker MC, Nork SE, Simonian PT (2000)

Simple anterior pelvic external fixation

J Trauma

49(6)

989-94

194.

Van den Bosch EW, Van der Kleyn R, Hogervorst M, Van Vugt AB (1999)

Functional outcome of internal fixation for pelvic ring fractures

J Trauma

47(2)

365-71

195.

Varga E, Hearn T, Powell J, Tile M (1995)

Effects of method of internal fixation of symphyseal disruptions on stability of the pelvic ring

Injury

2

75-80

196.

Vrahas MS, Wilson SC, Cummings PD (1998)

Comparison of fixation methods for preventing pelvic ring expansion

Orthopedics

21(3)

285-9

197.

Völkel W, (1983)

Operative Maßnahmen und Ergebnisse bei Verletzungen des knöchernen Beckenrings
Unfallchirurgie

9

197-201

198.

Voigt G. (1965)

Untersuchungen zur Mechanik der Beckenfrakturen und Luxationen
Hefte Unfallheilkunde

85

1-92

199.

Wakeley CPG (1929)

Fractures of the pelvis An analysis of 100 cases

Br J Surg

17

22-29

200.

Watson- Jones R. (1938)

Dislocations and fracture- dislocations of the pelvis

Br J Surg

25

773-781

201.

Watson- Jones R. (1982)

Fractures and Joint Injuries

Churchill Livingstone, Edinburgh London Melbourne and New York

202.

Weber U. (1995)

Nervenläsionen bei Beckenfrakturen

Dissertation an der Medizinischen Hochschule Hannover

203.

Westerborn A. (1928)

Beiträge zur Kenntnis der Beckenbrüche und Beckenluxationen

Acta Chir Scand

Suppl8

204.

Whiston G (1953)

Internal fixation for fractures and dislocations of the pelvis

J Bone Jt Surg

35A

701-6

205.

Wilenius R (1943)
Über Beckenbrüche
Acta Chir Scand
(suppl79)

206.

Witschger P, Heini P, Ganz R. (1992)
Beckenzwingen zur Schockbekämpfung bei hinteren Beckenringverletzungen
Orthopäde
21
393-99

207.

Wolinsky PR. (1997)
Assessment and management of pelvic fractures in the hemodynamically unstable patient.
Orthop Clin North Am
28(3)
321-329

208.

Yang AP, Iannacone WM (1997)
External fixation for pelvic ring disruptions
Orthop Clin North Am
28(3)
331-44

209.

Young JWR, Burgess AR (1987)
Radiological management of pelvic ring fractures
Baltimore, Urban and Schwarzenberg

210.

Young J, Resnik C. (1990)
Fracture of the pelvis current concepts in classification
Am J Roentgenol
155
1169-1175

Anhang

Hannover Polytrauma Score (PTS)

Tabelle 26: Hannover Polytrauma- Score (PTS)

1. PTSS (Schädel)	Punkte	4. PTST (Thorax)	P.
SHT 1°= 13- 15 (GCS)	4	Sternum, Rippenfrakturen (1-3)	2
SHT 2°= 8- 12 (GCS)	8	Rippenserienfraktur	5
SHT 3°= 3- 7 (GCS)	12	Rippenserienfraktur beidseits	10
Mittelgesichtsfraktur	2	Hämato- Pneumothorax	2
schwere Mittelgesichtsfraktur	4	Lungenkontusion	7
		Lungenkontusion beidseits	9
2. PTSA (Abdomen)		Instabiler Thorax zusätzlich	3
Milzruptur	9	Aortenruptur	7
Milz- und Leberruptur	13/18		
Leberruptur (ausgedehnt)	13/18	5. PTSB (Becken)	
Darm, Mesenterium, Niere, Pankreas	9	Einfache Beckenfraktur	3
		Kombinierte Beckenfraktur	9
3. PTSE (Extremitäten)		Becken- und Urogenitalverletzung	12
Zentraler Hüftverrenkungsbruch	12	Wirbelbruch	3
Oberschenkelfraktur einfach	8	Wirbelbruch / Querschnitt	3
Oberschenkelstück- Trümmerfraktur	12	Beckenquetschung	15
Unterschenkelfraktur	4		
Knieband, Patella, Unterarm, Ellenbogen, Sprunggelenk	2	6. Alterseinfluß	
Oberarm, Schulter	4	40- 49	1
Gefäßverletzung oberhalb Ellenbogen- bzw. Kniegelenk	8	50- 54	2
Gefäßverletzung unterhalb Ellenbogen- bzw. Kniegelenk	4	55- 59	3
Oberschenkel- Oberarmamputation	12	60- 64	5
Unterarm- Unterschenkelamputation	8	65- 69	8
jede 2° und 3° offene Fraktur	4	70- 74	13
Grosse Weichteilquetschung	2	über 75	21

Tabelle 27: Die Summe der einzelnen Punktbewertungen ergibt die Zuordnung zu einer Polytrauma- Score- Gruppe, die prognostisch bedeutend ist

PTS- Gruppe I	1- 11 Punkte
PTS- Gruppe II	12 - 30 Punkte
PTS- Gruppe III	31 - 49 Punkte
PTS- Gruppe IV	über 50 Punkte

Nachuntersuchungs Scores

Tabelle 28: Radiologie- Score mit Punkten von 1 bis 6

Dislok. Symphyse < 5 mm, Diastase < 5 mm, Fehlstellung Scham-, Sitzbein < 10mm, Becken anatomisch	6
Dislok. Symphyse < 5 mm, Diastase < 5 mm, Fehlstellung Scham-, Sitzbein < 10mm, Becken anatomisch, Ossifikationen	5
Dislok. Symphyse 5- 10 mm, Diastase 5- 10 mm, Dislokation dorsal >= 5 mm	4
Dislok. Symphyse 5- 10 mm, Diastase 5- 10 mm, Dislokation dorsal >= 5 mm, SI- Veränderungen	3
Dislok. Symphyse 11- 15 mm, Diastase 11- 15 mm, Fehlstellung Scham-, Sitzbein 10 - 15 mm	2
Dislok. Symphyse >15 mm, Diastase >15 mm, Fehlstellung Scham-, Sitzbein > 15 mm, Becken deutlich asymmetrisch	1
ausgeprägte Fehlstellung mit Hüftkopfnekrose, Ankylose, Ossifikationen, ...	0

Tabelle 29: Neurologie- Punkte- Score

kein neurologisches Defizit	6
leichte sensible Nervenstörung, subjektiv nicht störend und/ oder leichte funktionelle Nervenstörung (gelegentliches Hinken)	5 / 4
Motorische Nervenstörung nicht behindernd, ausgedehnte Sensibilitätsstörung ohne Verlust der Schutzsensibilität, Miktionsstörung ohne Restharnbildung, Sexualfunktionsstörung die nicht stört	3 / 2
behindernde motorische Nervenstörung und / oder sensible Störungen mit Verlust der Schutzsensibilität, Blasen- oder Mastdarminkontinenz	1 / 0

Tabelle 30: Punkte- Scores für Schmerzen, Mobilität und Gehfähigkeit

Schmerzen	P	Mobilität	P	Gehfähigkeit	P
keine Schmerzen	6	Flexion > 90° Abduktion > 25°	6	normal	6
leichte Schmerzen, inkonstant, normale Aktivität	5	Flexion 80° - 90° Abduktion bis 15°	5	ohne Stock, mit leichtem Hinken	5
geringe Schmerzen beim Gehen, nicht in Ruhe	4	Flexion 40° - 80 °, Schuhanziehen mögl.	4	kurze Strecken ohne, lange mit Hilfe	4
erträglich, aber deutlich eingeschränkte Aktivität	3	Flexion 40° - 60°	3	mit Stock < 1h, bes. schwer ohne Hilfe	3
stark beim Gehen/ Aktivitäten durch Schmerz nicht möglich	2	Flexion < 40°	2	nur mit Stöcken	2
stark, Nachtschmerzen	1	Ankylose, Schmerzen oder nur leichte Fehlstellung	1	nur mit Unterarmstützen	1
sehr stark, Dauerschmerz	0	Ankylose in schlechter Hüftstellung	0	unmöglich	0

Karnowsky- Index

Der Karnowsky- Index gibt die Fähigkeit an, in welchem Maße der Patient wieder dem alltäglichen Leben nachgehen kann, ob er sich selbst versorgen kann oder in wie weit er auf Hilfe angewiesen ist. Dieser Index beachtet aber nicht die real vorliegende soziale Reintegration, z.B. ob der Patient wieder seiner vorherigen Arbeit nachgeht oder arbeitslos ist, ob er wieder das selbe Leben führt wie vor dem Trauma oder ob er sich durch Umschulung bzw. neue Arbeitsstelle mit erforderlichem Wohnungswechsel ein komplett neues Leben aufbauen muß. Der Karnowsky- Index wird in Prozent angegeben.

Tabelle 31: Der Karnowsky- Index in Prozent

Normale Aktivität, keine Beschwerden	100%
Minimale Verletzungsfolgen, minimal verminderte Aktivität und Belastbarkeit	90%
Normale Aktivität nur mit Anstrengung, deutlich verringerte Aktivität, erkennbare Verletzungsfolgen	80%
Unfähig zu normaler Aktivität oder Belastung, versorgt sich selbständig	70%
Gelegentliche Hilfe notwendig, versorgt sich jedoch weitgehend selbst	60%
Beträchtliche Hilfe notwendig, häufige medizinische Unterstützung	50%
Ständige Unterstützung und Pflege, häufige ärztliche Hilfe erforderlich	40%
Überwiegend bettlägrig, spezielle Hilfe erforderlich, ggf. Dauerpflege und Hospitalisierung	30%
Hospitalisierung, Dauerhilfe notwendig	20%
Moribund	10%
Tod	0%

Eidesstattliche Versicherung
Gemäß Habilitationsordnung der Charité

Hiermit erkläre ich, dass

- Keine staatsanwaltlichen Ermittlungsverfahren anhängig sind,
- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde bzw. welchen Ausgang ein durchgeführtes Habilitationsverfahren hatte,
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen wurden, sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlerinnen oder Wissenschaftlern und technischen Hilfskräften und die Literatur vollständig angegeben sind
- dem Bewerber die geltende Habilitationsordnung bekannt ist

Berlin, 12.12.2001

Dr. Ulrich Stöckle

LEBENS LAUF**Dr. med. Ulrich Stöckle**

Pestalozzistr. 49

10627 Berlin

Persönliche Daten:	Name:	<u>Ulrich</u> Christian Stöckle
	Geburtsdatum:	14. August 1964
	Geburtsort:	Göppingen
	Staatsangehörigkeit:	deutsch
	Eltern:	Dr. med. Hartmut und Gisela Stöckle, geb. Schmick
Schulbildung:	9/1970 - 7/1973 9/1973 - 6/1982	Grundschule, Gräfelfing b. München Humanistisches Gymnasium, Pasing Abschluß: Abitur mit 1.4
Wehrdienst:	8/1983 - 10/1984	Grundwehrdienst
Studium:	11/1984 - 11/1990 8/1986 7/1987 8/1987 8/1989 11/1989 - 9/1990 1/1990 11/1990	Studium der Medizin an der Technischen Universität München Ärztliche Vorprüfung 1. Teil des amerikanischen Examens ECFMG 1. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung 2. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung Praktisches Jahr 2. Teil des amerikanischen Examens ECFMG 3. Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
Approbation:	10.6.1992	Bayerisches Staatsministerium d. Inneren
Promotion:	7.6.1993	„Xenon 127 - Ventilationsszintigraphie mit intrinsischer Atemtriggerung“ (TU München 6/1993)
Familienstand:		Ledig

Berlin, den 21.01.02